FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS

ANNÉE 1965

THÈSE

N° 75

POUR

LE DOCTORAT EN MÉDECINE

(DIPLOME D'ÉTAT)

PAR

René FABRE

Né le 20 Janvier 1921, à Pollestres (Pyrénées-Orientales)

Présentée et soutenue publiquement le 196

LA TELEAMPLIFICATION DES IMAGES RADIOLOGIQUES PAR LES APPLICATIONS DE L'EFFET PHOTOELECTRIQUE

Président : M. DESGREZ, Professeur

IMPRIMERIE
R. FOULON & Cie
29, Rue Deparcieux, 29
PARIS — 1965

FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS

ANNÉE 1965 **THÈSE** N°

POUR

LE DOCTORAT EN MÉDECINE

(DIPLOME D'ÉTAT)

PAR

René FABRE

Né le 20 Janvier 1921, à Pollestres (Pyrénées-Orientales)

Présentée et soutenue publiquement le 196

LA TELEAMPLIFICATION DES IMAGES RADIOLOGIQUES PAR LES APPLICATIONS DE L'EFFET PHOTOELECTRIQUE

Président : M. DESGREZ, Professeur

IMPRIMERIE
R. FOULON & Cie
29, Rue Deparcieux, 29
PARIS — 1965

PROFESSEURS HONORAIRES

MM. Alajouanine (T.), Aubin (A.), Bénard (H.), Binet (L.), Bulliard (H.), Cadenat (F.), Cathala (J.), Chabrol (E.), Chailley-Bert (P.), Debré (R.), Fey (B.), Galliard (H.), Gaudart-d'Allaines (F. de), Gennes (L. de), Halphen (E.), Hazard (R.), Heuyer (G.), Laroche (G.), Lavier (G.), Lelong (M.), Lévy-Solal (E.), Lian (C.), Mathieu (P.), Monod (R.), Moreau (R.), Moulonguet (P.), Mouquin (M.), Olivier (E.), Pasteur Vallery-Radot, Petit-Dutaillis (D.), Piédelièvre (R.), Quénu (J.), Richet (C.), Senèque (J.), Strohl (A.), Tanon (L.), Verne (J.).

Doyen : Gaston CORDIER.

1er assesseur : Daniel BARGETON — 2e assesseur : Paul CASTAIGNE

I. — PROFESSEURS

1° CHAIRES DE SCIENCES FONDAMENTALES

a) Professeurs titulaires :

	MM.
Anatomie	Delmas (A.)
Anatomie pathologique	Delarue (J.)
Anesthésiologie	Baumann (J.)
Biochimie médicale	Jayle (M.-F.)
Biologie appl. à l'Education physique et aux sports	Malmejac (J.)
Biologie médicale	Fauvert (R.)
Biophysique médicale	Bugnard (L.)
	Dognon (A.)
	Djourno (A.)
Cancérologie méd. et soc.	Bernard (J.)
Chimie pathologique	Schapira (G.)
Embryologie	Tuchmann (H.)
Histoire de la médecine et de la chirurgie	Joannon (P.)
Histologie	Giroud (A.)
Hygiène et méd. préven.	Boyer (J.)
Médecine du Travail	Desoille (H.)
Médecine légale	Derobert (L.)
Microbiologie (Bactériol. et virologie)	Fasquelle (R.)
Parasitologie	Brumpt (L.-C.)
Pathologie chirurgicale	Laurence (G.)
Pathologie exotique	N...
Pathol. expér. et comparée	Merklen (F.-P.)
Pathologie médicale	Laroche (Cl.)
	Bricaire (H.)
Pathologie respiratoire	Turiaf (J.)
Pathol. et thérap. générales	Deparis (M.)
Pharmacologie	Cheymol (J.)
Physiologie	Bargeton (D.)
	Parrot (J.)
Physiol. et pathol. obstét.	Lepage (F.)
Radiologie médicale	Desgrez (H.)
Technique chirurgicale et Chirurgie expérimentale	Cauchoix (J.)
Thérapeutique	Conte (M.)
Thérapeutique appliquée	Lamotte (M.)

b) Professeurs a titre personnel :

Anatomie anthropologique	Olivier (G.)
Biochimie médicale	Desgrez (P.)
	Polonovski (J.)
Biologie médicale	Bourlière (F.)
Pharmacologie	Lévy (Mlle J.)
Physiologie	Dejours (P.)
Physique médicale	Kellershohn (L.)
	Gougerot (L.)
Radiologie médicale	Fischgold (H.)

UNIVERSITEITS BIBLIOTHEEK - LEIDEN

2° CHAIRES DE SCIENCES CLINIQUES

a) Professeurs titulaires :

Cliniques :	
— carcinologique chirurg. (Necker)	Redon (H.)
— cardiol. (Broussais)	Soulié (P.)
— chirurgicales : *Beaujon :* Lortat-Jacob (J.-L.) ; *- Cochin :* Leger (L.) ; *- Hôtel-Dieu :* Patel (J.) ; *- Pitié :* Cordier (G.) ; *- Saint-Antoine :* Gosset (J.) ; *- Salpêtrière :* Sicard (A.) ; *- Tenon :* Olivier (Cl.).	
— chirur. infant. et orthop. (Enfants-Malades)	Fèvre (M.)
— chirurg. orthopéd. et traumatol. (Cochin)	Merle d'Aubigné (R.)
— chirurgie cardio-vascul. (Broussais)	Dubost (Ch.)
— chirurg. pleuro-pulmon. (Laënnec)	Mathey (J.)
— endocrinologique (Pitié)	Decourt (J.)
Cliniques :	
— Génétique médicale (Enfants-Malades)	Lamy (M.)
— gynécologique (Broca)	Huguier (J.)
— maladies cutanées et syphilit. (Saint-Louis)	Degos (R.)
— maladies des Enfants (Enfants-Malades)	Turpin (R.)
— maladies infectieuses (Claude-Bernard)	Mollaret (P.)
— maladies mentales et de l'encéphale (Ste-Anne)	Delay (J.)
— malad. métab. (Necker)	Hamburger (J.)
— maladies du sang (Broussais)	Marchal (G.)
— maladies du système nerveux (Salpêtrière)	Castaigne (P.)

Cliniques :	MM.
— médicales : *Broussais :*	Milliez (P.), Lenègre (J.); - *Cochin :* Brouet (G.); - *Hôtel-Dieu :* Bariéty (M.); - *Lariboisière :* Sèze (S. de); - *Pitié :* Dreyfus (G.); - *Saint-Antoine :* Kourilsky (R.), Boudin (G.).
— d'hydrologie et de climatologie (Bichat) . .	Debray (Ch.)
— médicale infantile de pédiatrie sociale (Enfants-Malades)	Marie (J.)
— médicale propédeutique (Broussais)	Justin-Besançon (L.)
— médico-sociale du diabète sucré et des maladies de la nutrition (Hôtel-Dieu)	Derot (M.)
— neuro-chirurgie (Pitié) .	David (M.)
— neurolog. (Salpêtrière)	Garcin (R.)
— obstétricales : *Baudelocque :*	Lacomme (M.); - *Foch* (Suresnes) : Merger (R.).
— obstétricale et gynécol. (Port-Royal)	Varangot (J.)
— ophtalmol. (Hôtel-Dieu)	Renard (G.)
» (Cochin) . .	Offret (G.)
— oto-rhino-laryngologique (Lariboisière)	Aubry (M.)

Cliniques :	MM.
— pédiatrie et de puéricul. (Saint-Vincent-de-Paul)	N...
— pneumo-phtisiologie (Laennec)	Bernard (E.)
— neuro-psychiatrie infantile (Salpêtrière) . .	Michaux (L.)
— rhumatologie médicale et sociale (Cochin) . .	Coste (F.)
— stomato. (Salpêtrière) .	Dechaume (M.)
— thérapeutique chirurg. (Vaugirard)	Roux (M.)
— thérapeutique médicale (Saint-Antoine) . . .	Lemaire (A.)
— toxicologique	Gaultier (M.)
— urologique (Cochin) .	Aboulker (P.)
— chirurg. orthopédique et traumatologique . .	Padovani (P.)
Séméiologie médicale . .	Domart (A.)
Séméiologie et clinique chirurgicales	Poilleux (F.)
Séméiologie traumatique et orthopédique	Judet (R.)
Clinique urolog. (Necker)	Couvelaire (R.)
Hygiène et clinique de la 1re enfance (Trousseau)	N...

b) Professeurs a titre personnel :

Hydrologie et climatologie	Giberton (A.)
Maladies infectieuses . .	Bastin (R.)
Oto-Rhino-Laryngologie .	Maduro (R.)
Pneumo-Phtisiologie . .	Kreis (B.)
Médecine :	Azerad (E.); Bour (H.); Lambling (A.); Lhermitte (F.); Pequignot (H.); Perrault (M.); Siguier (F.); Worms (R.).
Rhumatologie	Delbarre (F.)

II. — PROFESSEURS SANS CHAIRE, PROFESSEURS AGREGES ET MAITRES DE CONFERENCES - AGREGES

Anatomie : MM. Cabrol (C.); Couinaud (C.); Gillot (C.); Hureau (J.).

Anatomie pathologique : Mlle Gauthier-Villars (P.) *pr. s. ch.* MM. Abelanet (R.); Chomette (G.); Gouygou (Ch.), *pr. s. ch.*; Nezeloff (Ch.); Orcel (L.); Paillas (J.).

Anesthésiologie : Mme du Bouchet ; MM. Kern (E.); Vourc'h (G.).

Bactériologie : MM. Barbier (P.); *pr. s. ch.* ; Christol (D.); Daguet (G.); Le Minor (L.); Tournier (P.).

Biochimie médicale : MM. Baulieu (Et.), *m. conf.* ; Bourillon (R.); Cartier (P.), *pr. s. ch.* ; Cornillot (P.); Dreyfus (J.-Cl.); Gonnard (P.); Jérome (H.); Kruh (J.); Legrand (J.-Cl.); Nordmann (J.).

Biologie appliquée à l'Education Physique et aux Sports : M. Plas (F.).

Biologie médicale : MM. Benhamou (J.-P.); Boivin (P.); Hartmann (L.), *pr. s. ch.*

Carcinologie : MM. Boiron (M.); Denoix (P.); Mathé (G.); Seligmann (M.).

Cardiologie : M. Hatt (P.-Y.).

Dermato-Syphiligraphie : MM. Civatte (J.); Duperrat (B.); Hewitt (J.); Touraine (R.).

Electro-Radiologie : MM. Heitz (F.), *m. conf.* ; Ledoux-Lebard (G.).

Embryologie : M. Roux (Ch.).

Hématologie : MM. Bessis (M.); Bilski-Pasquier (G.); Dausset (J.); Duhamel (G.).

Histologie : MM. Coujard (R.), *p. s. ch.*; Da Lage; Marois (M.); Racadot (J.); Schramm (B.).

Hydrologie : MM. Besançon (F.); Cornet (A.).

Hygiène : MM. Blancher (G.); Corre-Hurst (Mme L.); Roussel (A.); Sapin-Jaloustre (H.)

Maladies infectieuses : MM. Dupont (V.); Lissac (J.); Rapin (M.).

Maladies métaboliques : MM. Antoine (B.); Crosnier (J.); Richet (G.); Sebaoun (J.).

Médecine légale : MM. Bourguignon (A.); Fournier (E.); Gueniot (M.); Hadengue (A.)

Médecine du Travail : M. Albahary (C.).

Neuro-chirurgie : M. Pertuiset (B.).

Neuro-Psychiatrie : MM. Cambier (J.); Cathala (H.); Escourolle (R.); Gautier (J.-Cl.); Lapresle (J.); Lereboullet (J.); Pichot (P.); Tardieu (G.)

Obstétrique : MM. Granjon (A.); Hervet (E.); Le Lorier (G.); Lévy (J.); Lewin (D.); Musset (R.); Robey (M.); Seneze (J.); Sureau (C.); Tchobroutsky (Mme C.); Thoyer-Rozat (J.).

Ophtalmologie : Mmes Auvert (B.); Fontaine (M.); MM. Brégeat (P.); Dubois (A.); Saraux (H.).

Orthopédie : MM. Duparc (J.); Maurer (P.); Meary (R.); Postel (M.); Ramadier (J.)

Oto-Rhino-Laryngologie : MM. Debain (J.); Pialoux (P.); Sergent (H.).

Parasitologie : MM. Golvan (Y.); Ho Thi Sang (Mlle); Lapierre (J.)

Pathologie chirurgicale : MM. Barcat (J.); Binet (J.-P.); Blondeau (Ph.); Cerbonnet (G.); Chatelin (C.-L.); Dautry (P.); Demirleau; Dubost (Cl.); Faurel (J.); Flabeau (F.); Galey (J.-J.); Garbay (M.); Garnier (H.); Gaudart-d'Allaines (Cl. de); Germain (A.); Lataste (J.); Loygue (J.); Maillard (J.-N.); Mercadier (M.); Natali (J.); Pellerin (D.); Perrotin (J.); Prémont (M.); Robert (H.); Thomeret (G.); Vaysse (J.).

Pathologie exotique : M. Schneider (J.)

Pathologie expérimentale : MM. Berthaud (P.); Cottenot (Fr.); Lœper (J.), *pr. s. ch.* ; Maurice (J.); Mikol (Cl.); Paupe (J.-R.)

Pathologie médicale : MM. Acar (J.); Auquier (L.); Aussannaire (M.); Beaumont (J.-L.); Bernier (J.-J.); Bouvier (J.); Bouvrain (Y); Brissaud (H.); Brocard (H.); Buge (A.); Canivet (J.); Carlotti (J.); Catinat (J.); Chrétien (J.); Cloarec (M.); Coblentz (B.); Contamin (F.); Coury (C.); Debray (J.); Etienne (J.-P.); Frezal (J.); Fritel (D.); Funck-Brentano (J.-L.); Grivaux (M.); Hazard (J.); Hennequet (A.); Himbert (J.); Housset (E.); Lagrue (G.); Lesobre (R.); Leveque (B.); Macrez (C.); Moreau (L.); Nenna (A.); Nick (J.); Poulet (J.); Royer (P.); Tcherdakoff (Ph.); Thibault (Ph.); Tourneur (R.); Villiaumey (J.); Wolfromm (R.).

Pédiatrie-Puériculture : MM. Alagille (D.); Alison (J.); Canlorbe (P.); Gorin (R.); Lafourcade (J.); Lepercq (G.); Lestradet (H.); Mallet (R.); Mande (R.); Minkowsky (A.); Mozziconacci (P.); Polonovski (C.); Rey (J.); Ribierre (M.); Rossier (A.); Vialatte (J.);

Pharmacologie : MM. Boissier (J.); Lechat (P.).

Physiologie : MM. Barres (G.); Durand (J.); Girard (Fr.), *m. conf.* ; Hugelin (A.); Laurent (D.); Scherrer (J.), *pr. s. ch.* ; Vasseur (B.).

Physique médicale : MM. Chanteur (J.); Coursaget (J.); Gremy (F.), *m. conf.* ; Milhaud (G.), Pagès (J.-Cl.); Pellerin (P.); Roucayrol (J.-C.), *pr. s. ch.* ; Tubiana (M.), *m. conf.*

Pneumo-phtisiologie : MM. Decroix (G.); Israel (L.); Meyer (A.); Renault (P.); Sors (Ch.).

Psychiatrie infantile : MM. Deniker (P.); Duché (D.); Flavigny (H.).

Radiologie médicale : MM. Dubost (J.); Lefebvre (J.); Michel (J.-R.).

Rhumatologie : M. Massias (P.).

Stomatologie : MM. Cauhepe (J.); Cernea (P.); Chaput (Mme A.), *m. c. agr.* ; Crepy (Cl.); Fleury (R.); Grellet (M.).

Thérapeutique : MM. Chassagne (P.); Fouet (P.); Labet (R.); Marche (J.).

Urologie : MM. Auvert (J.); Moulonguet (A.); Quenu (L.).

III. — PROFESSEURS SANS CHAIRE ET AGREGES CHARGES DE COURS DE CLINIQUE ANNEXE

A TITRE PERMANENT

Anatomie : M. Debeyre (J.).

Clinique chirurgicale : M. Verne (J.-M.).

Clin. médic. : MM. Rambert (P.); Thieffry (S.).

Clinique obstétricale : MM. Grasset (J.); Mayer (M.); Morin (P.).

Clinique ophtalmologique : M. Desvignes (P.).

Clinique pédiatrique et puéri. : M. Laplane (R.)

Clinique psychiatrique : M. Baruk (H.).

Clinique urologique : M. Kuss (R.).

IV. — PROFESSEURS DETACHES DANS LES UNIVERSITES ETRANGERES

Bactériologie : M. Hauduroy (P.), *pr. s. ch.*

Pathologie chirurgicale : M. Rudler (J.), *pr. s. ch.*

V. — CHARGES DE COURS D'HYGIENE SCOLAIRE ET UNIVERSITAIRE

M. BOLTANSKI (E.) — M. LAUNAY (C.)

Secrétaire général de la Faculté : M. Lena (J.)

Conseiller administratif : Mlle Chaintreuil (G.).

Conservateur en Chef de la Bibliothèque, Conservateur du Musée d'Histoire de la Médecine : M. le Docteur Hahn (A.)

Conservateurs : Mlles Dumaitre (P.), Le Noir (G.), Quiévreux (E.).

Bibliothécaires : Mmes Contet (J.), Forget (F.), Mlle Laurent (H.); Docteur Schiller (J.).

Par délibération en date du 9 décembre 1798, l'Ecole a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées, doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'elle n'entend leur donner aucune approbation ni improbation.

A la Mémoire du Docteur Camille FABRE

mon père

A NOTRE PRÉSIDENT DE THÈSE

Monsieur le Professeur Henri DESGREZ

Professeur de Radiologie Médicale
à la Faculté de Médecine de Paris
Membre de l'Académie de Médecine
Chevalier de la Légion d'Honneur

Qui nous a toujours prodigué ses précieux conseils et qui nous encouragea avec bienveillance pendant la rédaction de ce travail.

A NOTRE AMI

MONSIEUR LE DOCTEUR MARCEL NOIX

Assistant des Hôpitaux de Paris
Lauréat de l'Académie de Médecine
Lauréat de l'Académie des Sciences
Docteur ès Sciences

Nous sommes fiers d'avoir apporté notre modeste collaboration à certains de ses travaux. Nous lui devons de nous avoir tracé la voie et d'avoir guidé nos pas avec la plus généreuse autorité. Il a su, par ses conseils et son exemple, nous communiquer le goût de la recherche. Nous lui en sommes affectueusement reconnaissants.

A Monsieur le Docteur Pierre TRUCHOT

Electro-Radiologiste Honoraire des Hôpitaux de Paris
Ancien Président de la Société Française de Radiologie
Commandeur de la Légion d'Honneur

C'est dans son Service de l'Hôpital Cochin qu'il nous fut permis d'assister à la naissance de la Radiocinématographie urinaire et de participer à certains de ses travaux.

Nous l'assurons ici de nos sentiments de profonde et respectueuse gratitude.

A NOS MAITRES DE LA FACULTÉ DE MÉDECINE
ET DES HOPITAUX DE PARIS

Dont l'enseignement clinique et radiologique nous a permis d'acquérir les notions de physique et de clinique qui sont à la base de ce travail.

A MA MÈRE

A MA FEMME

MEIS ET AMICIS

Nous remercions particulièrement le Docteur R. CORRION, un des promoteurs de la télécommande en téléradioscopie, qui a bien voulu mettre a notre disposition une partie du matériel qui nous a permis d'effectuer ces recherches.

INTRODUCTION

La télévision radiologique prend actuellement un énorme développement. Le matériel moderne, s'il n'est pas muni des systèmes téléamplificateurs, du moins possède-t-il un emplacement prévu pour une adaptation ultérieure. A la base de tous les systèmes existants, se trouve l'amplificateur de luminance radiologique et celui-ci est habituellement accolé à une chaîne de télévision. La qualité des images, la protection anti X et l'économie de dose qui en découlent ont permis une nouvelle impulsion à l'examen dynamique, que l'insuffisance de l'écran radioscopique avait fait progressivement négliger.

Mais, en dehors de ces procédés largement diffusés par les constructeurs, il est possible de reprendre, d'amplifier et de transmettre une image radiologique sans l'aide de l'amplificateur de brillance. Pour cela, il est nécessaire d'utiliser des caméras à usage professionnel dont la sensibilité dépasse celle de l'œil humain et qui peuvent percevoir dans une ambiance crépusculaire les mouvements de nos organes transmis par les rayons X sur le simple écran radiologique. Il s'agit de la caméra image-orthicon. Mais alors que la lumière déclenche sur la surface sensible du tube vidicon un effet de photorésistance, c'est-à-dire modifie la résistivité électrique de la matière, pour le tube orthicon, elle agit par un phénomène de photoélectricité, en produisant une image électronique en tous points équivalente à l'image initiale.

Ce sont ces phénomènes de photosensibilité que l'on retrouve avec l'amplificateur de brillance ; comme la caméra image orthicon peut être utilisée seule ou jumelée à l'amplificateur, nous pensons qu'il est indispensable de décrire ce phénomène et ses possibilités.

La caméra image orthicon, grâce à ses derniers perfectionnements, peut parfaitement être utilisée en lieu et place de la caméra vidicon. Ses possibilités sont énormes et ne doivent pas être ignorées des utilisateurs possibles.

C'est donc par une étude de ces phénomènes de photoélectricité que nous commencerons notre exposé ; leur connaissance nous per-

mettra de bien étudier l'évolution de ces tubes analyseurs, ainsi que leurs applications pratiques. Nous pourrons également situer le problème de l'amplification électronique de luminance. L'étude du gain, la description des différents modèles créés depuis peu, les améliorations qu'ils nous apportent non seulement au point de vue puissance, mais aussi quant à leur encombrement, nous montreront que des perfectionnements très importants sont encore possibles, dans un avenir très proche de la radiologie.

Nous essayerons de mettre en valeur le jumelage amplificateur-orthicon, procédé dont l'extension est éminemment souhaitable pour la sécurité du malade.

Enfin, le rappel des essais antérieurs de quelques précurseurs comme MORGAN, JANKER, NOIX, LINDBLOM, JUTRAS, et celui des modalités actuelles d'application, montreront que la caméra image-orthicon qui a eu ses adeptes est la seule à convenir dans de nouvelles possibilités de téléamplification des images radiologiques.

Ayant été nous-même à l'origine des premiers travaux français qui s'y sont rapportés avec les Docteur P. TRUCHOT et M. NOIX, en 1957, nous avons pensé montrer par cette thèse que l'effet photoélectrique est bien à l'origine d'une nouvelle radiologie.

Chapitre 1

LES PHENOMENES PHOTOELECTRIQUES

1) Théorie générale
   — *Historique*
   — *Les lois empiriques*
   — *Les théories d'Einsten*

2) Les électrons dans les solides
   — *Le niveau de Fermi*
   — *La théorie des bandes*
   — *Effet de surface et de volume*

3) Répartition spectrale du rendement quantique. Le seuil photoélectrique

4) Les photocathodes semi-conductrices

5) Le bruit de fond

6) La multiplication par électrons secondaires

Bibliographie

* *

I - Théorie générale

Depuis qu'Edmond Becquerel observa, le premier, en 1839, l'influence de la lumière sur l'électricité, combien d'expériences, de théories, de découvertes au sujet de cette manifestation de l'énergie rayonnante. Les plus grands noms de la science se sont penchés sur ce problème et sa solution valut à Einstein le prix Nobel.

Trois phénomènes furent successivement découverts :

Le premier est l'effet photovoltaïque de E. Becquerel [1, 2] qui ne fut expliqué que près de cent ans plus tard.

Vient ensuite la photoconductivité, encore appelée effet photoélectrique interne. C'est à Willoughby-Smith [3] que nous devons la découverte, en 1873, de l'augmentation de la conductibilité par un éclairement.

Enfin, l'effet photoémissif, véritable émission photoélectrique, fut accessoirement découvert par Hertz [4, 5], en 1887.

C'est cet effet qui sera l'objet de notre exposé. Ses applications pratiques sont actuellement très nombreuses, en particulier dans le domaine de la radiologie : nous voulons parler de l'amplificateur de luminance et de la caméra image orthicon.

LES LOIS EMPIRIQUES DE L'EMISSION PHOTOELECTRIQUE

Hertz [5] s'aperçut qu'un arc jaillit plus facilement si l'électrode négative est éclairée par de la lumière ultraviolette. Il attribua ce phénomène à l'émission d'électricité négative par cette électrode.

Hallwachs [6] définit l'effet qui porte son nom : sous l'influence d'un rayonnement ultraviolet, un corps émet de l'électricité négative qui suit les lignes de force du champ électrostatique.

Elster et Geitel [7] étudièrent les métaux produisant une photoémission et fabriquèrent la première cellule photoélectrique dans le vide.

Entre temps, J.J. Thompson [8] détermine le rapport de la charge à la masse des particules constituant un faisceau de rayons cathodiques. C'était la découverte de l'électron.

Lenard et Johnson [9] assimilèrent cet électron aux particules chargées négativement qui étaient émises lors de l'effet photoélectrique ; en même temps, ils exposaient une des lois fondamentales de la photoémission. Ces lois étaient des lois empiriques, résultat de nombreuses expérimentations de plus en plus rigoureuses.

La première loi peut s'exprimer ainsi : le nombre d'électrons émis par unité de temps par une surface photoélectrique est directement proportionnel à l'intensité de la lumière incidente, pour une composition donnée de celle-ci.

La seconde loi, celle de Lenard, est plus étonnante : l'énergie maximum des électrons émis par une surface photoélectrique est indépendante de l'intensité de la lumière excitatrice, mais croît linéairement avec la fréquence de celle-ci. Autrement dit, l'intensité de la

lumière reçue est sans influence sur la répartition énergétique des électrons émis. Cependant, HERTZ avait établi d'une façon indiscutée que la lumière était une onde électromagnétique. Comment la vitesse des électrons émis pouvait-elle ne pas dépendre de l'intensité du champ électrique de l'onde lumineuse ?

LES THEORIES D'EINSTEIN

C'est EINSTEIN [10] qui répondit à cette question, en 1905, en faisant intervenir la théorie de PLANCK [11] dans l'effet photoélectrique. Une lumière de fréquence ν se comporte comme si elle était constituée de particules, les photons. Chaque photon a une énergie $h\nu$ (h étant la constante de PLANCK). Pour sortir d'un métal, un électron doit franchir une barrière de potentiel V_s et fournir un certain travail eV_s appelé travail d'extraction. Un photon fournit à un électron une énergie $h\nu$. Si $h\nu < eV_s$, l'émission photoélectrique est impossible, car la probabilité pour qu'un électron reçoive l'énergie de plusieurs photons est négligeable. La lumière ne peut donc produire d'émission photoélectrique que si la fréquence est supérieure à un seuil $\nu_0 = eV_s/h$, c'est-à-dire si la longueur d'onde est inférieure à une limite $\lambda_0 = hc/eV_s$ (c représente la vitesse de la lumière). D'autre part, si $h\nu > eV_s$, des électrons peuvent sortir d'un métal, mais leur énergie ne peut dépasser $h\nu - h\nu_0$. Si l'intensité du flux lumineux incident varie, c'est le nombre de photons reçus et par suite le nombre d'électrons émis qui varie ; mais la répartition énergétique des électrons émis par la même source n'a pas de raison de varier puisque les photons restent les mêmes, quelle que soit l'intensité du flux lumineux.

Ces lois, établies par EINSTEIN, ont fait l'objet de nombreuses vérifications expérimentales.

Nous avons vu que ELSTER et GEITEL [12] avaient démontré, dès 1892, que le courant photoélectrique était proportionnel à l'intensité du flux lumineux reçu, ce qui les conduisit, en 1916, à utiliser cette proportionnalité pour faire les premières mesures de photométrie photoélectrique [1].

---

(1) L'explication en est fournie par le schéma d'Einstein. Chaque photon agit indépendamment sur les électrons d'un solide avec une probabilité ρ, appelée rendement quantique, de provoquer l'émission d'un électron. Si la surface reçoit N photons par seconde, les électrons qu'elle émet transportent un courant dont l'intensité moyenne correspond à la charge de $N\rho$ électrons par seconde. Le courant effectivement mesuré présente des fluctuations dont la statistique est régie par la loi de Poisson et qui deviennent négligeables si $N\rho$ est grand.

II - Les électrons dans les solides

Pour étudier le mécanisme de l'arrachement de l'électron par le photon incident, il faut essayer de se rendre compte de la disposition des électrons dans les solides. Différentes théories, et en particulier la mécanique ondulatoire, ont permis de se faire une idée des propriétés électroniques des atomes simples. Le problème est plus difficile lorsque ces solides comportent un grand nombre d'atomes. Cependant, certaines approximations sont possibles en étudiant des solides théoriques tel le métal de SOMMERFELD [13].

LE NIVEAU DE FERMI

Ces travaux furent effectués entre 1926 et 1928 par PAULI, FERMI, SOMMERFELD. A cette époque, la science était dans l'embarras : les deux hypothèses sur la nature de la lumière, ondulatoire ou corpusculaire, paraissaient inconciliables. DE BROGLIE, le premier, associa une onde et un photon, ainsi qu'une onde et un électron. A la suite des travaux de SCHRODINGER sur la mécanique quantique, HEINSENBERG formula, en 1927, son fameux principe d'incertitude : il met en cause le déterminisme absolu de la mécanique classique. En mécanique classique, si on connaît à un moment donné t_0 la position et la vitesse d'un mobile, ainsi que la force agissant sur lui en tout point de l'espace, on peut prévoir exactement sa position et sa vitesse à un moment quelconque t. Dans la mécanique quantique, ce n'est plus possible. On ne peut que calculer la probabilité pour qu'au temps t une particule se trouve à un certain point, et soit animée d'une certaine vitesse. Le caractère ondulatoire de la particule détermine cette probabilité, tandis que son caractère granulaire détermine la nature de son interaction avec une autre particule qui se trouverait dans la même région et au même moment.

Ces données vinrent modifier certaines notions antérieures : les premières théories considéraient les électrons de valence comme étant libres dans les métaux, les forces de répulsion entre les électons compensant en chaque point l'attraction des charges positives. Par la suite, il apparut que ces électrons constituaient, à première approximation, un gaz dégénéré.

Le principe d'incertitude, ainsi que le principe de PAULI [1], ont

(1) En 1924, PAULI énonça un principe général dont l'universalité et l'importance furent bientôt reconnues. Dans sa forme primitive, il disait que dans un système comprenant plusieurs électrons, chaque état quantique ne peut être occupé par plus d'un électron. Il s'applique à tous les fermions.

conduit à déterminer l'énergie cinétique d'électrons contenus dans un volume unité, dans lequel le spin [1] de l'électron ne peut prendre que les valeurs + 1/2 et — 1/2. Ce niveau d'énergie est le niveau de FERMI. L'énergie cinétique d'un électron au niveau de FERMI est l'énergie des niveaux qui ont une probabilité 1/2 d'être occupés [2].

Les électrons sont maintenus dans le métal par une barrière de potentiel. A la surface, la répulsion des autres électrons ne compense plus l'attraction des charges positives et, pour atteindre la surface, un électron doit fournir un travail W_o. Le travail d'extraction eV_s qui apparaît dans la théorie d'EINSTEIN est l'énergie minimale que doit fournir un photon pour pouvoir arracher un électron au solide. A température ordinaire, il n'existe pratiquement pas d'électrons dont l'énergie cinétique soit supérieure à l'énergie cinétique d'un électron au niveau de FERMI, c'est-à-dire μ_c. Donc, le travail d'extraction est :

$$eV_s = W_o - \mu_c$$

LA THEORIE DES BANDES

Un électron, sous l'action du champ produit par les autres électrons et par les noyaux positifs, possède une orbite quantifiée et seules certaines énergies sont permises. Dans un atome isolé, les niveaux d'énergie se présentent comme une suite discrète. Par contre, dans un solide, du fait des interactions des atomes entre eux, ces niveaux se trouvent répartis en bandes.

EFFET DE SURFACE ET EFFET DE VOLUME

En adoptant un point de vue purement corpusculaire, l'émission photoélectrique peut être considérée comme le résultat de l'action d'un photon sur un électron. Dans le métal de SOMMERFELD, l'électron est considéré comme parfaitement libre dans le solide. Dans ce cas,

---

(1) On appelle spin le moment cinétique intrinsèque d'une particule, dû à la rotation de cette particule sur elle même. Le spin de l'électron, comme celui du proton et du neutron, ont des composantes permises de $\pm$ 1/2 h/2 II. Ils ont un spin 1/2.

(2) La probabilité d'occupation d'un niveau d'énergie E_c est donné par la fonction de Fermi :

$$f(E_c) = \frac{1}{1 + \exp\left(\frac{E_c - \mu_c}{kT}\right)}$$

k désigne la constante de Boltzmann et μ_c l'énergie cinétique d'un électron au niveau de Fermi.

aucune action n'est possible à l'intérieur du solide, à l'exception d'un effet COMPTON qui communiquerait à l'électron une énergie négligeable. L'électron ne peut absorber un photon qu'à la surface du métal. On dit qu'on a, alors, un effet de surface.

Cependant, l'énergie d'un photon peut être communiquée à un électron dans la masse du solide, car le potentiel n'est jamais parfaitement uniforme dans le solide. On dit alors qu'il y a effet de volume. Remarquons que cet électron excité ne franchit pas toujours la surface du solide et ne participe pas alors au courant photoélectrique.

L'agitation thermique apporte des désordres dans le réseau cristallin des solides ; par analogie avec les vibrations lumineuses, on considère que des phonons se propagent dans le cristal transportant l'énergie de vibration quantifiée. Il n'est pas exclu, *a priori*, qu'un effet photoélectrique ne se produise par interaction entre un électron, un photon et non phonon.

Envisageant maintenant le point de vue de la mécanique ondulatoire ; nous ne pouvons plus distinguer l'effet de surface et l'effet de volume, par le point d'action d'un photon, puisque l'électron et le photon sont décrits par des ondes. On peut alors considérer que, du fait de l'onde lumineuse, l'électron possède une probabilité de transition par unité de temps vers un état d'énergie supérieure. Pour cet état d'énergie supérieure, l'électron est décrit par une onde progressive à laquelle correspond un courant photoélectrique.

III - La répartition spectrale du rendement quantique Le seuil photoélectrique

Etudions les variations du rendement quantique d'une photocathode $SbCs_3$ (*fig. 1*). On remarque que si la longueur d'onde dépasse un certain domaine de valeurs, la sensibilité décroît très rapidement et finalement cesse d'être mesurable. D'autre part, cette diminution de la sensibilité est d'autant plus rapide que la température est plus basse. A partir des résultats obtenus à température ordinaire, on peut extrapoler les résultats que l'on atteindrait au zéro absolu. Le seuil photoélectrique se présente alors comme une longueur d'onde λ_0 au-dessus de laquelle la lumière ne peut provoquer aucune émission photoélectrique. Cette longueur d'onde est appelée le seuil absolu. Le seuil qui caractérise la qualité de la lumière susceptible de produire l'émission photoélectrique peut également être définie par sa fréquence $\nu_0 = c/\lambda_0$ ou par l'énergie des photons correspondants $h\nu_0$. Il existe aussi un seuil pratique, longueur d'onde

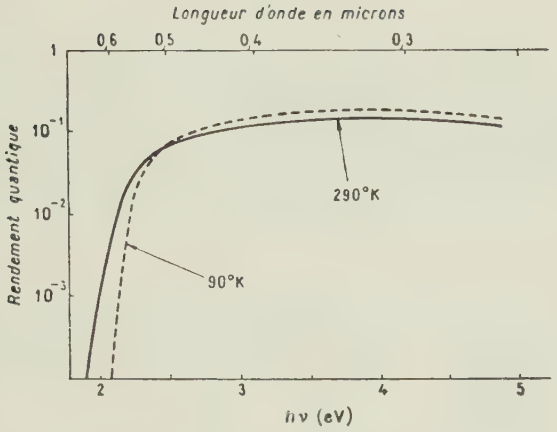


Figure 1 : Répartition spectrale du rendement quantique d'une photocathode $SbCs_3$ à 90° K et 290° K
(d'après VERNIER, « L'émission photoélectrique », Dunod, 1963)

Emetteur	Longueur d'onde limite en microns	Travail d'extraction en électrons-volts
Li	0,544 — 0,512	2,28 — 2,42
K	0,618 — 0,547	2 — 2,26
Na	0,602 — 0,502	2,06 — 2,47
Rb	0,592 — 0,573	2,09 — 2,16
Cs	0,895 — 0,65	1,38 — 1,9
Mg	0,55 — 0,32	2,15 — 3,75
Ca	0,493 — 0,372	2,42 — 3,21
Ba	0,628 — 0,473	1,9 — 2,52
Zn	0,388 — 0,274	3,08 — 4,35
Ag	0,305 — 0,208	3,9 — 4,81
Au	0,305 — 0,197	3,9 — 6
Pt	0,290 — 0,187	4,09 — 6,35
Sb	0,296 — 0,260	4,01 — 4,56
$SbCs_3$	0,62 — 0,67	
Na_2KSb	0,65	
(Cs) Na_2KSb	0,85	
Ag-O-Cs	1,2	
Bi-Ag-O-Cs	0,75	

Figure 2 : Tableau des valeurs du seuil photoélectrique
(d'après VERNIER, *ouv. cité*)

maximale de la lumière capable de produire un courant photoélectrique utilisable. Ce seuil pratique dépend de l'instrument de mesure, mais dans beaucoup de cas, à température ordinaire, il se confond à un centaine d'angströms près avec le seuil absolu, en raison des variations très rapides de la sensibilité dans cette région spectrale.

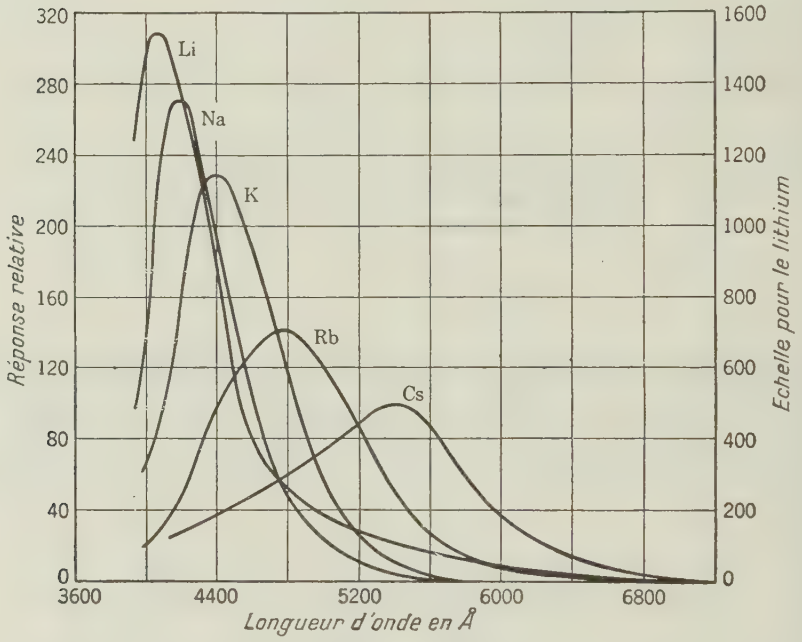


Figure 3 : Courbe donnant la sensibilité en fonction de la longueur d'onde, pour les métaux alcalins.

(d'après SEILER, dans ZWORYKIN et RAMBERG « La photoélectricité et ses applications », Dunod, 1953)

Le tableau de la *figure 2* donne quelques valeurs du seuil pour quelques corps simples et quelques couches complexes. Parmi les métaux, seuls les métaux alcalins et parfois les alcalino-terreux présentent une sensibilité dans le visible. Parmi les corps composés, la sensibilité dans le visible est aussi le privilège des composés alcalins. Les couches qui présentent un haut rendement dans le visible ou dans le proche ultraviolet contiennent des métaux alcalins, tel le césium. Leur rendement peut être de 10 à 100 fois supérieur à celui des métaux correspondants.

Les courbes représentées sur la *figure 3* sont très intéressantes, car elles sont le résultat d'une expérimentation sur la sensibilité chromatique de photocellules utilisant des cathodes constituées par les cinq métaux alcalins. Il s'agissait de tubes de verre identiques contenant de l'argon [15].

Une comparaison de ces courbes permet de mettre en évidence deux faits :

1) La longueur d'onde de sensibilité maxima croît dans le même sens que le nombre atomique des éléments alcalins.

2) Le nombre d'électrons émis au point de sensibilité maximum diminue et la largeur de la courbe de réponse spectrale croit du lithium au césium.

Ces données vont nous permettre de prévoir le comportement de certaines photocathodes suivant la composition de leurs couches.

IV - Les photocathodes semi-conductrices

Nous avons vu que les photocathodes qui présentent le meilleur rendement ne sont pas celles qui contiennent des métaux purs. C'est d'une manière empirique que furent fabriquées des couches photoélectriques complexes qui se révélèrent par la suite être des semi-conducteurs.

a) Les couches Ag-O-Cs :

Elles sont fabriquées par la technique de Koller [16] : on oxyde d'abord l'argent, puis on provoque un dépôt de césium. Après un traitement thermique vers 160°C, on évapore à nouveau quelques atomes de Cs pour sensibiliser la couche. Cette photocathode est particulièrement sensible au rayonnement infra-rouge (*fig. 4*).

b) Les couches césium-antimoine (S 11) :

Elles furent utilisées pour la première fois par Görlich, en 1936. Un procédé actuel de fabrication consiste à évaporer du césium sur une couche mince d'antimoine. Un traitement thermique vers 150°C donne un composé $SbCs_3$. On améliore ensuite la couche par une nouvelle évaporation de césium. Ces couches possèdent un rendement quantique très élevé dans le bleu. Son seuil se situe vers 6.300 Å.

c) Les photocathodes multialcalines (S 20) :

Des photocathodes de structure analogue à $SbCs_3$ furent systématiquement prospectées. Leur seuil se déplace vers l'ultraviolet quand

le césium est remplacé par un autre métal alcalin. SOMMER a remplacé le césium par un mélange de sodium et de potassium. La couche ainsi obtenue possède un spectre plus élargi que $SbCs_3$. Sa composition semble être : $SbNa_2KCs$. Le rendement donné par un filament de tungstène à 2.870° C serait de 150 μA par lumen.

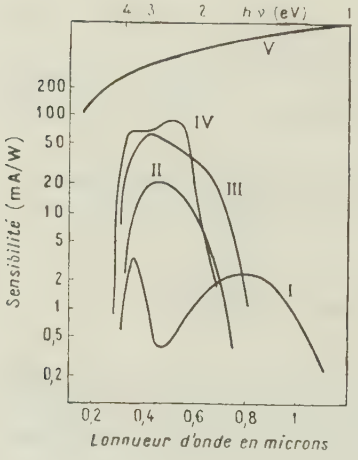


Figure 4 : Sensibilité spectrale de quelques cellules photoélectriques en ampoule de verre (d'après VERNIER, *ouv. cité*)

I : Cathode Ag-O-Cs,

II : Cathode Bi-O-Cs,

III : Cathode $SbNa_2K(Cs)$,

IV : Cathode $SbCs_3$,

V : Cathode idéale (rendement quantique unité).

d) LES COUCHES PANCHROMATIQUES Bi-Ag-O-Cs (S 10) :

Elles présentent pour nous un intérêt particulier car elles sont très utilisées dans les caméras de télévision. En effet, on recherche pour ces appareils une sensibilité voisine de celle de l'œil. Ces couches ont été appelées panchromatiques par analogie avec les émulsions photographiques qui ont des courbes de sensibilité semblables. SOMMER a obtenu de telles couches, en disposant sur un support d'argent une couche de bismuth, en l'oxydant, puis en faisant réagir du césium sur cette couche.

V - Le bruit de fond

Par analogie avec les phénomènes acoustiques et électroacoustiques, on nomme « bruit de fond » des fluctuations qui se produisent dans la mesure des courants photoélectriques ou qui viennent perturber l'image que donne une caméra de télévision. D'ailleurs, considérons une cellule photoélectrique éclairée par un faible faisceau lumineux interrompu à une fréquence acoustique et reliée à un amplificateur à gain très élevé alimentant un haut-parleur. Un son corres-

pondant à la fréquence des interruptions sera émis par le haut-parleur. Si l'intensité lumineuse est réduite, la puissance du son l'est également ; cependant, il est possible de restituer au son sa valeur primitive en augmentant le gain de l'amplificateur, mais jusqu'à un certain point seulement, car au-delà d'une certaine limite, le son est noyé, de plus en plus, par un crissement, fonction des propriétés de l'amplificateur seul : le bruit de fond.

a) Le bruit de grenaille :

Il est ainsi nommé parce qu'il est très analogue, à la fois en origine et spectre de fréquences, à celui produit par une grenaille métallique tombant sur une plaque. Il provient de l'irrégularité de l'émission des électrons par la photocathode, ainsi que des fluctuations du flux lumineux lui-même. En ce qui concerne cette irrégularité d'émission électronique, il est possible de concevoir mais non de fabriquer une couche photoémissive qui provoque l'émission d'un électron pour chaque quantum de lumière reçu ; mais pour les fluctuations du flux lumineux lui-même, nous nous heurtons à la nature de la lumière. Son caractère quantique fait que nous ne pouvons faire mieux que de compter les photons reçus [1].

Pour des flux lumineux importants, les structures quantiques de la lumière et de l'électricité émise ne causent que des erreurs faibles. Le bruit n'apparaît vraiment que si la lumière est insuffisante.

b) Un autre élément gênant est le courant d'obscurité

Il comporte deux fractions principales : la première est due à la conduction entre les électrodes et à l'ionisation des gaz résiduels ; la seconde fraction est due à l'émission d'électrons par la couche photoélectrique. Dans le premier cas, un montage correct doit éliminer les phénomènes de conduction, surtout si des tensions importantes règnent au voisinage. Quant à l'émission du courant d'obscurité par la couche photoélectrique, elle est due à l'émission thermoélectrique, ainsi qu'à une émission de champ. Sauf peut-être aux très basses températures, le premier mécanisme domine nettement.

---

(1) Si N est le nombre moyen de photons reçus par unité de temps, le nombre n de photons reçus effectivement pendant la durée de la mesure t diffère de Nt par un processus aléatoire tel qu'un processus de Poisson. L'écart quadratique moyen relatif entre N et sa mesure n/t est $1/\sqrt{n}$. L'erreur quadratique moyenne relative sur le flux lumineux est donc $1/\sqrt{n}$. Mais comme en pratique, chaque photon a une probabilité ρ de provoquer l'émission d'un électron, le bruit est le même que si la couche avait un rendement quantique égal à 1 et recevait ρn photons. L'erreur relative moyenne ne peut tomber au-dessous de $1/\sqrt{\rho n}$. (d'après Vernier, *ouv. cité*).

Nous avons déjà vu que les variations du courant thermoélectrique avec la température sont du type exponentiel [1]. Le courant d'obscurité augmente donc avec la température ; de plus, à température donnée, il est plus élevé dans les couches à faible travail d'extraction. Il est indispensable de diminuer au maximum le courant d'obscurité lorsque le flux lumineux étudié est faible, d'où la stabilisation thermique nécessaire dans le fonctionnement des appareils utilisant l'effet photoélectrique.

LE RAPPORT SIGNAL/BRUIT

Il est surtout intéressant de comparer deux valeurs très importantes : d'une part, le bruit tel que nous venons de le définir, et d'autre part, le signal, c'est-à-dire la valeur de l'information, le courant photoélectrique correspondant. Car le bruit n'est vraiment gênant que s'il est important par rapport au signal.

Le calcul nous donne la valeur du bruit par rapport à la bande passante [2] et à la résistance du circuit. C'est la formule de NYQUIST :

$$E_b = 2\sqrt{kTR\,\Delta f}$$

dans laquelle :

E_b = tension efficace de bruit,
k = constante de Boltzman,
T = température absolue,
R = résistance du circuit (pour les fréquences considérées)
Δf = bande passante.

Le rapport signal sur bruit, si i est le courant photoélectrique, est mesuré par l'expression :

$$\frac{E_b}{R_i} = \frac{2\sqrt{kT\,\Delta f}}{i\sqrt{R}}$$

Nous verrons plus loin l'intérêt de ces formules quand nous étudierons la définition de l'image télévisée.

---

(1) La densité de courant résultant de l'émission thermoélectrique est donnée par la formule de RICHARDSON-DUSHAM :

$$I = (1-R)AT^2 \exp\left(-\frac{eV_s}{kT}\right)$$

Si N' est le nombre d'électrons thermoélectriques émis par unité de temps, et n le nombre d'électrons effectivement émis pendant le temps t, n diffère de son espérance mathématique $(N + N')t$ par un processus de Poisson. Ainsi, si l'on connaît exactement N' et le rendement quantique ρ, la connaissance de n donne N avec une erreur relative :

$$\frac{\sqrt{(\rho N + N')t}}{\rho N t}$$

(2) La définition de la bande passante est donnée plus loin, page 68.

VI - La multiplication par électrons secondaires : Les Dynodes

a) L'émission secondaire :

Elle fut découverte, en 1902, par Austin et Starke. Le bombardement d'un solide par des électrons primaires provoque une émission d'électrons secondaires.

Si p désigne le rendement de l'émission secondaire, c'est-à-dire le rapport entre le nombre d'électrons réémis et le nombre d'électrons incidents, p dépend de deux facteurs : l'énergie des électrons incidents et la nature du solide :

— énergie des électrons incidents : l'expérience montre que si l'énergie des électrons Ep croît, p augmente, passe par un maximum pour quelques d'électrons-volts et décroît ensuite. On considère que si l'énergie Ep est très importante, le rendement diminue, car cette énergie est dissipée dans le solide à des distances telles que les électrons excités ne peuvent atteindre la surface et contribuer ainsi à l'émission secondaire ;

— nature du solide : peu élevé pour des métaux purs, le rendement peut atteindre des valeurs élevées pour des couches photoélectriques à faible travail d'extraction (AgO-Cs, $SbCs_3$).

b) La multiplication :

Slepian, en 1919, utilise l'émission secondaire pour amplifier les courants photoélectriques. Un électron émis sous l'action d'un photon est accéléré vers une première cible, une dynode ; celle-ci réémet un certain nombre d'électrons qui sont attirés vers une deuxième dynode portée à un potentiel plus élevé que la première qui provoque une nouvelle émission secondaire et ainsi de suite. Les électrons émis par la dernière dynode sont recueillis par l'anode. Parmi les photomultiplicateurs actuels, citons le photomultiplicateur Lallemand à cathode opaque, le R.C.A. à encombrement réduit et le Radiotechnique à cathode semi-transparente. Nous verrons plus loin que le courant video du tube orthicon-image est amplifié avant sa sortie du tube par un certain nombre de dynodes.

BIBLIOGRAPHIE

REFERENCES GENERALES

Elles concernent non seulement ce chapitre, mais l'ensemble de l'ouvrage.

En ce qui concerne les phénomènes phtoélectriques et leurs applications, nous nous référons à deux ouvrages :

Zworykin (V.K.) et Ramberg (E.R.). — La photoélectricité et ses applications. (Paris, Dunod édit., 1953.)

Vernier (P.). — L'émission photoélectrique. (Paris, Dunod édit., 1963.)

Quant à la Roentgentélévision dans son ensemble, elle nous a été inspirée par :

Noix (M.). — La télévision radiologique. (Paris, Doin édit., 1961.)

REFERENCES PARTICULIERES

1. Becquerel (E.). — Etude de l'effet des radiations actiniques de la lumière solaire au moyen de courants électriques. *Compt. Rend.*, 9 ; 145-149 (1839).

2. Becquerel (E.). — Note sur les effets électriques produits par la lumière solaire. *Compt. Rend.*, 9 ; 561-567 (1839).

3. Smith (W.). — Effet de la lumière sur le sélénium pendant le passage d'un courant électrique. *Am. J. Sci.*, 5 ; 301 (1873).

4. Hertz (H.). — Sur des oscillations électriques très rapides. *Ann. Physik.*, 31 ; 421-448 (1887).

5. Hertz (H.). — Lumière ultraviolette et décharge électrique. *Ann. Physik.*, 31 ; 983-1000 (1887).

6. Hallwachs (W.). — De l'effet de la lumière sur les corps chargés électriquement. *Ann. Physik.*, 33 ; 301-312 (1888).

7. Elster (J.) et Geitel (H.). — De la décharge des corps chargés électriquement par la lumière du jour. *Ann. Physik.*, 38 ; 497-514 (1889).

8. Thompson (J.J.). — De la masse des ions dans les gaz aux basses pressions. *Phil. Mag.*, 48 ; 547-567 (1899).

9. Lenard (P.). — Production de rayons cathodiques par la lumière ultraviolette. *Ann. Physik.*, 2 ; 359-375 (1900).

10. Einstein (A.). — Un point de vue heuristique concernant la production et la transformation de la lumière. *Ann. Physik.*, 17 ; 132-148 (1905).

11. Plank (M.). — De la théorie de la distribution de l'énergie dans le spectre normal. *Verhandl. Deut. Physik. Ges.*, 22 ; 237-245 (1900).

12. Elster (J.) et Geitel (H.). — Proportionnalité de l'intensité de la lumière et du courant photoélectrique dans les cellules à métal alcalin. *Physik. Z.*, 14 ; 741-752 (1913).

13. Seitz. — Modern theory of solids. McGraw-Hill (1940).

14. Sommer (O.H.). — *Optica Acta*, 7 : 121 (1960).

15. Seiler (E.F.). — Sensibilité chromatique des cellules photoélectriques. *Astrophys. J.*, 52 ; 129-153 (1920).

16. Koller (L.R.). — Emission photoélectrique à partir de pellicules minces de césium. (*Phys. Rev.*, 36 ; 1640-1647 (1930).

Chapitre 2

LES AMPLIFICATEURS DE LUMINANCE

1) Introduction : la brillance

2) Historique

3) Description des amplificateurs de luminance :
   a) *Caractéristiques générales*
   b) *Particularités des amplificateurs Westinghouse, Marconi, Thompson*
   c) *Particularités de l'amplificateur Philips*

4) Caractéristiques de l'image :
   a) *Finesse*
   b) *Contraste*
   c) *Flou*

5) Evolution de l'appareillage

Bibliographie

* *

I - Introduction

C'est en 1953, au Congrès de Copenhague [1], que les radiologues du monde entier eurent connaissance de cet appareil qui allait profondément améliorer leurs conditions de travail dans le domaine de la radioscopie et de l'étude du mouvement [2].

La brillance[1] d'un écran radioscopique n'est que de 0,001 millilambert et le pouvoir séparateur de l'œil n'est alors que de l'ordre de 2 mm, après vingt minutes d'adaptation à l'obscurité [3].

(1) Nous employons indifféremment les synonymes brillance et luminance.

Par contre, la brillance de l'image observée dans l'amplificateur est de l'ordre de 20 à 30 millilamberts. Cette brillance permet à l'œil de discerner à 20 cm des détails de l'ordre du dixième de millimètre. Son pouvoir séparateur est alors bien supérieur à la définition de l'image finale donnée par l'amplificateur.

L'augmentation de brillance de l'image résulte d'une multiplication de photons par l'intermédiaire d'électrons qui peuvent être accélérés et concentrés. Il s'agit là d'une application de l'effet photoélectrique.

II - Historique

Après les publications de du Mond [4] en 1932, Holst, de Boer, Thèves, etc. [5] en 1934, Zworikin [6] en 1936 sur les amplifications électroniques de lumière, le Docteur W.E. Chamberlain [7] avait indiqué, en 1942, la nécessité d'augmenter la brillance de l'image radiologique. C'est seulement en 1948 que Coltman [8] présenta le premier amplificateur de luminance fabriqué par Westinghouse. Cet appareil donnait une augmentation de brillance de 500 fois par rapport à l'écran radioscopique. Les modèles actuels de Westinghouse, Marconi et Thompson sont fabriqués sur le même principe.

Parallèlement, les recherches effectuées à Eindoven par Thèves ont permis, en 1953, la mise au point de l'amplificateur Philips.

Nous décrirons ces deux types d'amplificateurs, au demeurant fort voisins.

III - Description des amplificateurs de luminance

a) Caractéristiques générales :

L'image d'un objet est formée sur une photocathode. Un élément de surface de cette photocathode émet un nombre d'électrons proportionnel à la luminance de la surface correspondante de l'objet. Une optique électronique permet de focaliser les électrons émis de manière à former l'image électronique de l'objet sur un écran fluorescent. Grâce à ses champs accélérateurs et focalisateurs, ces électrons émis avec une énergie très faible arrivent sur l'écran fluorescent avec une tension de 5 à 30 kV ; ils y produisent chacun plusieurs milliers de photons. Le gain de lumière est ainsi très important. On peut encore augmenter la luminance de l'écran secondaire en utilisant une optique électronique qui réduit les dimensions de l'image. Cette réduction n'augmente évidemment pas la quantité de

lumière correspondant à une zone donnée de l'objet, mais elle peut rendre les images plus lisibles en augmentant la brillance qui est la quantité de lumière par unité de surface. La focalisation des électrons peut se faire à l'aide de champs électriques ou de champs électriques et magnétique conjugués. Pour simplifier l'alimentation, c'est une optique purement électrostatique qui est le plus souvent utilisée.

Le tableau schématique ci-contre (*fig. 5*) permet de comprendre le rendement d'un amplificateur de luminance par rapport à un écran de radioscopie normal lorsque l'amplification par unité de surface est de 1.000 [1].

b) Particularités des amplificateurs Westinghouse, Marconi, Thompson :

La *figure 6* donne le schéma d'un tube Westinghouse à 3 électrodes. La Compagnie Thompson fabrique des tubes à 4 électrodes de caractéristiques analogues. La focalisation et l'accélération des électrons résulte de l'action simultanée de trois bagues coaxiales de polarité différente axées sur le tube.

c) Particularités de l'amplificateur Philips (*fig. 7*) :

Dans cet appareil, la focalisation et l'accélération des électrons se fait par une lentille électronique perforée située au 1/10e de la distance séparant les deux écrans primaire et secondaire, et permettant ainsi une réduction de l'image de dix fois. La différence de potentiel appliquée est de 25 kV. L'écran secondaire présente une émission maxima dans une longueur d'onde de 5.500 A.

IV - Caractéristiques de l'image

Nous étudierons successivement la finesse, le contraste et le flou de l'image donnée par un des premiers amplificateurs de luminance : le Philips 13 cm.

a) Finesse de l'image :

Elle dépend tout d'abord de la dimension des cristaux constituant l'écran fluorescent primaire. Dans le tube Philips 13 cm, la définition

(1) Dans cette étude sur les amplificateurs de luminance, nous nous sommes inspirés du Rapport présenté au *VIIIe Congrès international de Mexico*, en juillet 1957 par H. Desgrez et M. Noix.

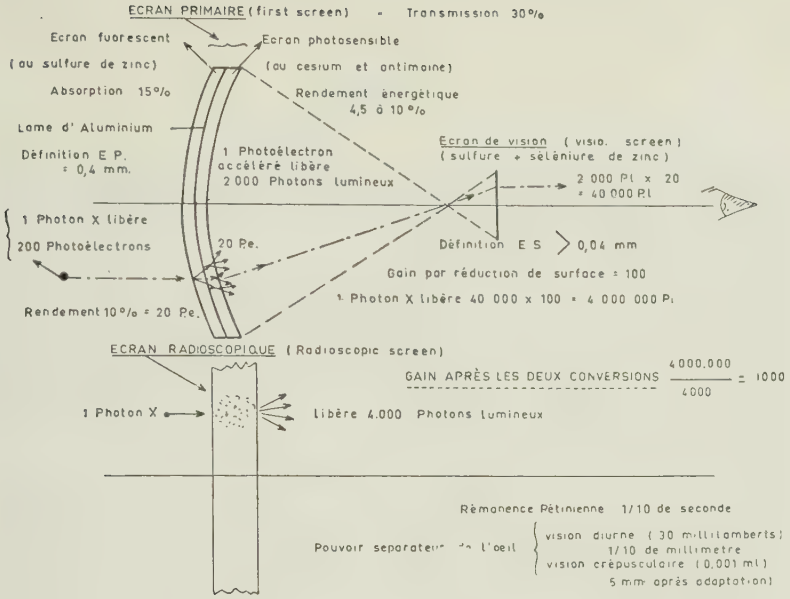


Figure 5 : Gains en brillance obtenus par l'amplificateur électronique

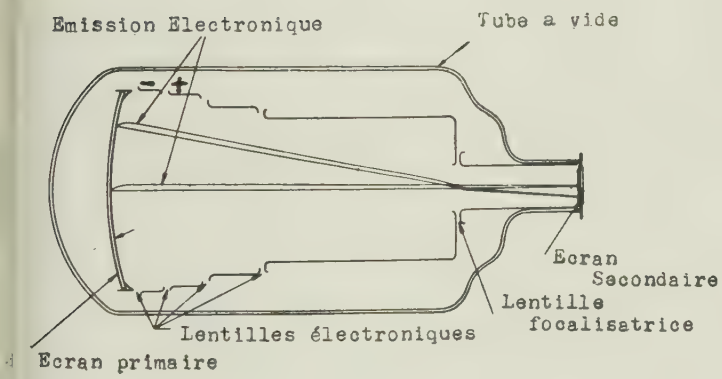


Figure 6 : Schéma de l'amplificateur Westinghouse.

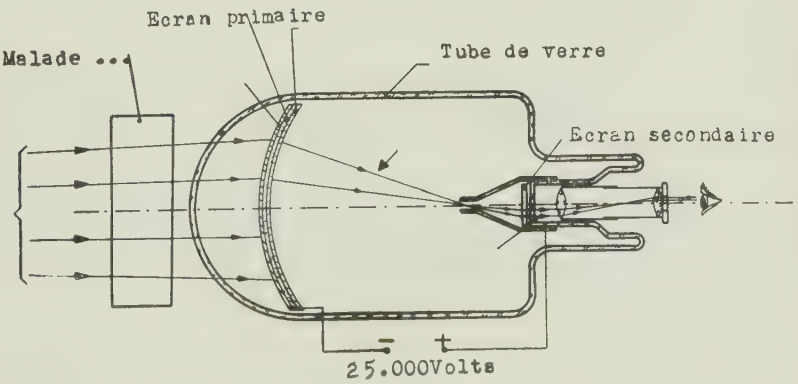


Figure 7 : Schéma de l'amplificateur Philips.

de la partie centrale est de 30 lignes/cm, celle des parties marginales de 20 lignes seulement. Le grain correspondant est donc de 4/10e à 7/10e de mm. Cette définition médiocre est de l'ordre de celle des écrans radioscopiques.

Sur l'écran secondaire, l'image est réduite au 1/10e de ses dimensions. Le grain passe à 4/100e et 7/100e de mm, dimension à l'échelle de la structure de l'écran secondaire formé d'une très fine pellicule de poudre fluorescente. C'est également à l'échelle du plus fin détail observable par l'œil.

Si l'image finale est loin d'être aussi riche en détails qu'un cliché radiographique, cela est dû au manque de finesse de l'écran primaire.

Pour améliorer la définition, il faut utiliser, au niveau de l'écran fluorescent primaire, des cristaux plus fins, ce qui réduit les possibilités d'amplification de l'appareil. Pour compenser cette perte, il est possible d'augmenter la tension, augmentation qui, d'ailleurs, améliore aussi la finesse de l'image. En effet, la principale cause d'aberration est la dispersion des vitesses des électrons à l'émission (en grandeur et en direction). Dans le voisinage de la cathode, où les électrons n'ont été que faiblement accélérés, les trajectoires dépendent considérablement de la vitesse initiale. C'est l'aberration chromatique. Elle diminue quand le champ au voisinage de la cathode augmente par suite de l'accélération plus rapide à laquelle sont soumis les électrons. De plus, la luminance augmente avec la différence de potentiel entre cathode et écran. Il y a donc intérêt, à tout point de vue, à utiliser des tensions élevées. Mais on est limité par la stabilité de fonctionnement du tube. Il pourrait se produire des effluves entre les électrodes, ce qui créerait une lumière parasite très intense.

D'autre part, il est bien préférable actuellement d'augmenter la finesse, même aux dépens de l'amplification. Car le couplage avec une caméra de télévision extrêmement sensible, telle que l'image orthicon, permet d'utiliser des brillances plus faibles.

Il serait donc intéressant d'utiliser des écrans primaires à grain très fin, de façon à ce que la définition de l'image se rapproche le plus possible de celle d'un cliché.

Actuellement, le pouvoir de résolution des amplificateurs de luminance est assez élevé : 45 paires de trait par centimètre sur la cathode du tube TH 9450 de Thompson.

Signalons qu'aux tensions élevées, les champs magnétiques parasites doivent être éliminés par blindage. Car, stationnaires, ils introduiraient des aberrations dans l'optique électronique ; alternatifs, ils créeraient des tremblements de l'image.

b) Etude du contraste :

Sturm et Morgan ont montré que la structure discontinue de la matière déterminait des fluctuations naturelles qu'ils appelèrent « souffles du rayonnement » et qu'ils évaluent à $\sqrt{N}$, N étant le nombre moyen de quanta d'énergie lumineuse absorbée par unité de temps. Il en résulte que deux points voisins ne peuvent être distingués l'un de l'autre que si la différence du quantum d'énergie qui les produit est plus grande que la racine carrée du quantum moyen. Il faudra donc que :

$$N1 - N2 > \sqrt{N}$$

Ceci établi, le contraste au niveau de l'écran de vision n'apparaîtra sur l'image que si le système optique utilisé lors de l'examen radioscopique grandit suffisamment l'image rétinienne pour que les deux points voisins N1 et N2 excitent deux éléments rétiniens séparés, tout en conservant une profondeur de champ suffisante.

La fluctuation statistique qui régit l'absorption des rayons X par la couche fluorescente de l'écran primaire, conduit à des résultats paradoxaux : pour une rayonnement de faible intensité, il est possible que les quanta absorbés soient plus nombreux dans les régions moins irradiées que dans les régions plus irradiées. A ce moment, les plages qui devraient paraître sombres peuvent être plus lumineuses que les autres. Ceci explique la scintillation observée quand l'intensité du faisceau X incident est très faible.

c) Etude du flou :

Il comprend :

— le flou cinétique dû aux mouvements du malade, aux ébranlements de l'amplificateur. Il n'est pas gênant, car la rémanence des amplificateurs n'est que de 1/100^{e} de seconde ;

— le flou géométrique dépend de la finesse du foyer du tube à rayons X ;

— le flou dû aux phénomènes électroniques parasites. Ce sont des bruits, décrits au chapitre I (pages 24 à 26).

Le flou total est donné par la formule de Klasens :

$$F = \sqrt{f_1^2 + f_2^2 + f_3^2}$$

(f_1, f_2, f_3 représentent les flous partiels)

V - Evolution de l'appareillage

Plusieurs amplificateurs de luminance sont actuellement dans le commerce, destinés ou non à la radiologie. Certains sont des convertisseurs d'image et transforment en lumière visible la lumière infrarouge. D'autres réalisent un gain de luminance important en formant l'image de l'écran fluorescent d'un premier amplificateur sur la photocathode d'un second. On obtient ainsi une amplification à deux étages. Ce couplage peut se faire par un procédé optique classique, avec une perte de lumière de 90 %, ou par des fibres optiques et un rendement de 50 % [1] ; ou enfin par contact direct dans un tube unique (STOUDENHEIMER).

Certains amplificateurs sont normalement équipés de fibres optiques pour véhiculer l'image de l'écran secondaire. Il est certain que cette méthode peut s'appliquer à la roentgentélévision, à condition que l'écran secondaire ait un diamètre voisin de la largeur de la photocathode du tube analyseur.

Citons également le couplage, dans un même tube, d'un amplificateur de luminance et d'un tube orthicon image.

Parmi les constructeurs actuels d'amplificateurs de luminance, nous noterons :

— *Philips :* nous avons déjà décrit le principe de fonctionnement de ses tubes ; le diamètre de l'écran primaire est passé de 13 à 16, 22, 28 cm, tandis que la brillance relative atteignait 3.000, puis 5.000 et plus.

— *Thompson* fabrique des amplificateurs destinés à la radiologie de 16 et 22 cm, avec gain de 3.000 également, mais aussi des convertisseurs d'image permettant un gain de 5.000 grâce à deux étages amplificateurs dans le même tube (TH 9471).

— *Machlett* présente un appareil destiné à la radiologie et dont le gain de brillance est de 10.000 ; de plus, il est normalement équipé de fibres optiques au niveau de l'écran secondaire.

— *English Electric Valves* [14] construit une série d'intensificateurs d'images à émission secondaire pour la vision directe ou l'enregistrement photographie de l'événement dans de très faibles niveaux de lumière. Citons le P 829 A qui permet une cinématographie à grande vitesse et surtout le P 829 D qui peut être utilisé en radiologie. Cet amplificateur possède un écran secondaire (P 11) à fluo-

---

(1) Nous donnons ici les chiffres cités par VERNIER dans « L'effet photoélectrique ». Dunod, 1963.

rescence bleue qui peut être facilement repris par un caméra de télévision [1]. Le principe de fonctionnement de ces tubes diffère sensiblement de celui que nous avons décrit avec l'amplificateur de THOMPSON.

L'image optique à intensifier est formée sur une photocathode trialcaline disposée à une extrémité du tube ; elle est convertie en une image électronique et les photoélectrons résultants sont accélérés vers une section multiplicatrice à cinq étages, à émission secondaire. Les électrons secondaires émis à la sortie du dernier étage amplificateur sont accélérés vers un écran fluorescent où ils produisent l'image optique finale intensifiée. La différence de potentiel utilisée pour l'accélération des électrons est de 36 kV. Cet appareil ne produit pas de réduction de l'image, l'écran primaire a un diamètre de 1 inch, soit 25,4 mm, de même que l'écran secondaire. Les dimensions totales de l'appareil sont assez réduites : son diamètre est de 108 mm et sa longueur de 266,7 mm. Autres caractéristiques importantes : la sensibilité de l'écran primaire est de 80 A/lumen minimum. Quant au « Photon Gain » (c'est-à-dire l'amplification de brillance), il est de 10^5 au minimum.

BIBLIOGRAPHIE

REFERENCES GENERALES

Aux références citées au chapitre précédent, ajouter :

DESGREZ (H.) et NOIX (M.). — Les amplificateurs de brillance, leur intérêt en radiologie. (*Rapport au Congrès Mondial de Mexico*, août 1956 ; — *Jour. Radiol. Electr.*, juillet 1957, tome 38, n° 7-8, pp. 696-710.)

REFERENCES PARTICULIERES

1. OSTERKAMPF (W.). — Image intensifier tube. *VII^e Congrès de Radiologie*, Copenhague (1953).

(1) La courbe d'émission spectrale caractéristique de l'amplificateur P 829 D muni d'un écran secondaire P 11 présente un maximum pour une longueur d'onde de 4.600 Angströms. La courbe de sensibilité spectrale d'une photocathode de l'image orthicon 5820 A (un des plus sensibles) présente un maximum pour une longueur d'onde de 4.550 Angströms. Les deux courbes sont à peu près superposables.

2. Noix (M.). — L'amplificateur de brillance, accessoire indispensable pour l'examen radiologique. *Bulletin et Mémoires Sté de Méd. de Paris* (1958).

3. Schaffernicht (W.). — Conversion des images lumineuses en images électroniques. *Z. Physik.,* 93 ; 762-768 (1935).

4. Du Mond, Jesse (W.M.). — Technic of stereofluoroscopy. *Radiology,* 19 ; 366-387 (décembre 1932).

5. Holst (G.), Boer (J.H. de), Theves (M.C.) and Veenemans (C.F.). — Transformation of light of short wavelength. *Physica,* 1 ; 297-305 (février 1934).

6. Zworykin (V.K.) and Morton (G.A.). — Applied electron optics. *J. Optic. Soc. America,* 26 ; 181-189 (avril 1936).

7. Chamberlain (W.E.). — Fluoroscopes and fluoroscopy. *Radiology,* 38 ; 383-425 (avril 1942).

8. Cottman (J.W.) (Westinghouse Research Laboratories, East Pittsburgh). — Fluoroscopic image brightening by electronic means. *Radiology,* 51 ; 359-367 (1948).

9. Guyot (L.F.). — *L'Onde Electrique,* 41 ; 220 (1961).

10. Sturm (R.E.) and Morgan (R.H.). — Screen intensification system and their limitations. *Am. J .Rad.,* 62 ; 617-634 (1949).

11. Stohdenheimer. — *Advances in Electronics and Electron Physics,* 12 ; 41 (1960).

12. Potter (R.). — Etude expérimentale et théorique des fibres optiques. Institut d'Optique Rochester, New York, A.T., 30-1 ; 875.

13. Documentation founie par : The Machlett Laboratories Inc., Springdale, Connecticut (1964).

14. Documentation fournie par : English Electric Valve Co. Ltd, Chelmsford, England (1964).

Chapitre 3

LES TUBES PHOTOSENSIBLES POUR CAMERAS DE TELEVISION

1) Principe

2) Le disque de Nipkov

3) Le dissecteur d'images de Farnsworth

4) L'iconoscope de Zworykin

5) Le super-iconoscope

6) L'orthicon

7) L'image orthicon

8) Fabrications récentes

Bibliographie

* *

Dans l'étude de cette importante application de l'effet photoélectrique, nous décrirons principalement les tubes analyseurs sans insister sur l'amplification du courant transportant les informations ainsi que sur la reconstitution de l'image sur le récepteur.

I - Principe

Etant donné qu'il est techniquement impossible de transmettre à chaque instant les éclairements en tous les points d'une image, il est nécessaire d'analyser l'image et ainsi de la décomposer en un certain nombre de lignes parallèles horizontales, comprenant elles-mêmes un certain nombre de points dont l'éclairement est retransmis. Conve-

nablement reconstituée sur l'écran du récepteur, cette image donnera à l'œil une sensation analogue à l'image initiale.

L'effet photoélectrique permet de réaliser la transformation des informations contenues dans l'image en une différence de potentiel variable à tout instant et qui, convenablement amplifiée, peut être retransmise au récepteur.

II - Le disque de Nipkov

Ce dispositif d'analyse de l'image fut décrit par NIPKOV, en 1884, mais ne fut en fait appliqué que vers 1924. C'est un procédé mécanique. Un grand disque d'environ un mètre de diamètre est percé d'un grand nombre de trous répartis suivant une spirale. Quand le disque tourne, chaque trou passe successivement devant l'image, explorant ainsi une ligne. La lumière de l'image traverse le disque et est envoyée sur une cellule photoélectrique qui donne un courant proportionnel à l'éclairement du point de l'image exploré à cet instant (*fig. 8*).

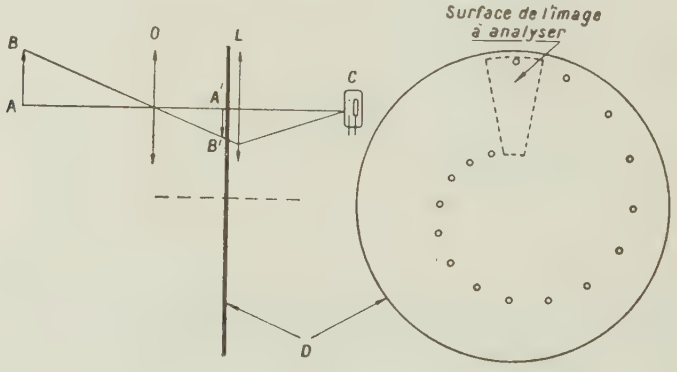


Figure 8 : Analyseur d'image mécanique de NIPKOV.
L'objectif O forme l'image A'B' de l'objet à analyser AB sur le disque analyseur D. La lentille L forme l'image de la pupille de l'objectif O sur une cellule photoélectrique C.
(d'après VERNIER, *ouv. cité*).

Le disque de NIPKOV servait également à reconstituer l'image sur le récepteur.

Ce dispositif d'analyse mécanique de l'image ne permettait guère de dépasser une cinquantaine de lignes. Il a été remplacé par le balayage de l'image par un pinceau d'électrons.

III - Le dissecteur d'images de Farnsworth [1]

Campbell Swinton avait envisagé, en 1911, la possibilité d'analyser l'image et de traduire les variations de luminance en un courant électrique, mais c'est Farnsworth qui construisit, en 1934, son dissecteur d'images électronique. Cet appareil représente la transposition la plus direct du disque de Nipkov en un système de prise de vues utilisant l'analyse électronique. L'image de l'objet à téléviser est projetée sur une photocathode (*fig. 9*). Les électrons émis sont focalisés par une bobine magnétique associée à un champ électrique. L'image électronique de la cathode se fait sur un diaphragme de sélection. Deux systèmes de bobines déflectrices déplacent celle-ci par rapport à l'ouverture de ce diaphragme qui balaie ainsi successivement toutes les lignes de l'image. Le courant qui traverse ce diaphragme est proportionnel à l'éclairement de l'élément exploré à l'instant considéré. Il est ensuite amplifié dans le tube lui-même par des multiplicateurs d'électrons.

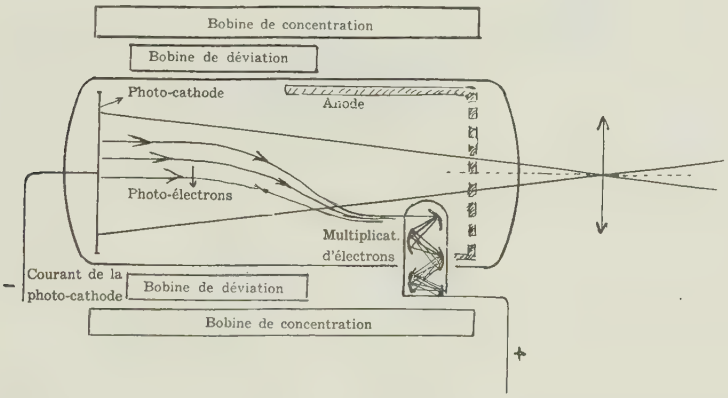


Figure 9 : Schéma de principe du dissecteur d'images de Farnsworth

Cet appareil peut permettre un balayage très important de l'image. Cependant, sa sensibilité est faible, ce qui est dû en partie à la perte des photoélectrons provenant des aires de photocathode qui ne sont pas explorées à l'instant considéré.

IV - L'Iconoscope
[2]

Cet appareil présente un progrès remarquable : il permet d'accumuler des informations sur l'éclairement de chaque élément de l'objet pendant toute la durée du balayage. C'est le premier tube à mémoire. Nous le devons à l'Américain V.K. ZWORYKIN [3], alors ingénieur à la R.C.A. C'est en 1934 également qu'il fut réalisé, et ZWORYKIN prétend que sa conception fut antérieure à celle du dissecteur de FARNSWORTH. Nous le décrirons en détail, car tous les tubes de télévision qui lui ont succédé représentent des perfectionnements plus ou moins importants de l'iconoscope (*fig. 10*).

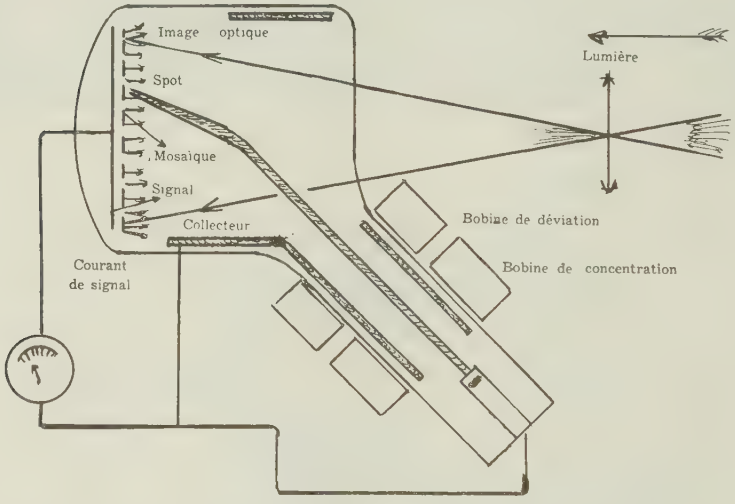


Figure 10 : Schéma de principe de l'iconoscope de ZWORYKIN

L'image à téléviser est projetée sur une surface photosensible. Cette surface n'est cependant pas une photocathode conductrice continue, mais une mosaïque d'éléments photosensibles déposés sur une feuille de mica. Les éléments photosensibles, des sphérules d'argent sensibilisées au césium, sont, considérées séparément, de petite dimension par rapport à un élément d'image. On peut donc considérer la mosaïque à la surface de la feuille de mica simplement comme une surface photosensible isolante continue. L'autre côté de la feuille

est recouvert d'une couche conductrice de platine, qui constitue la plaque signal de l'iconoscope. Des photoélectrons sont émis par la mosaïque sous l'influence de la lumière, et ainsi les parties les plus éclairées qui ont abandonné un plus grand nombre d'électrons présentent une charge positive supérieure à celle des parties de la mosaïque moins éclairées et qui ont perdu des électrons en moins grand nombre.

Un fin pinceau d'électrons accéléré par une tension de 1.000 volts balaye chaque élément d'image à tour de rôle et ramène sa tension à une valeur d'équilibre. La dissipation de la charge, accumulée par émission photoélectrique dans l'élément d'image de la mosaïque depuis le précédent balayage, qui en résulte amène la libération d'une charge correspondante, de signe opposé, par la plaque signal. Cette charge libérée, traversant la résistance d'entrée de l'amplificateur, engendre la tension de signal d'image. Autrement dit, si nous considérons chaque élément d'image de la mosaïque comme une petite cellule photoélectrique isolée à laquelle s'ajoute sa capacité par rapport à la plaque signal, le faisceau agit comme un commutateur qui met à la masse les diverses photocathodes dans un ordre régulier.

L'iconoscope est beaucoup plus sensible que le dissecteur de Farsworth. Cependant le gain de sensibilité n'est pas aussi important que l'on pourrait le prévoir d'après l'accumulation des charges, et ne dépasse guère 100. Cela est dû à la conductivité transversale de la photocathode et à la redistribution des électrons secondaires et photoélectriques émis par celle-ci. D'autre part, le bruit de fond est important, car celui du préamplificateur s'ajoute à celui de l'iconoscope. L'éclairement de la scène à téléviser doit être supérieur à 1.000 lux.

V - Le Supericonoscope

(ou image iconoscope) (*fig. 11*)

Ce perfectionnement de l'iconoscope fut réalisé, vers 1937, par Iams, Morton et Zworykin [4] aux U.S.A., et par Lubszinski et Rodda en Angleterre sous le nom de Superemitron [5]. Il est appelé aussi « Image iconoscope », car il résulte en fait du couplage d'une partie d'un tube à images devant la mosaïque d'un iconoscope. Ce tube à image, ou « Image intensifier », n'est autre que le précurseur de l'amplificateur de luminance que nous avons étudié au chapitre précédent.

En juxtaposant les deux appareils, il est possible de séparer la fonction mémoire de la fonction sensibilité. En effet, l'augmentation

de la sensibilité qui est grande, résulte essentiellement de la partie amplificateur de luminance. L'image à téléviser est projetée sur une photocathode transparente ; les électrons émis par cette photocathode sont accélérés et concentrés par une lentille électrique ou magnétique sur la mosaïque. Cette cible est constituée par une mince feuille de mica sur laquelle a été déposée une mince couche de magnésie qui augmente son rendement en émission secondaire. La face qui n'est pas exposée aux électrons est métallisée. C'est la plaque signal. Sous l'action des électrons photoélectriques, la cible émet des électrons et se charge positivement. En principe, les charges positives s'accumulent en chaque point de la cible en quantité proportionnelle à l'éclairement de l'élément correspondant de l'image. C'est donc la cible qui constitue la mémoire de ce tube. Le dispositif de balayage est identique à celui de l'iconoscope.

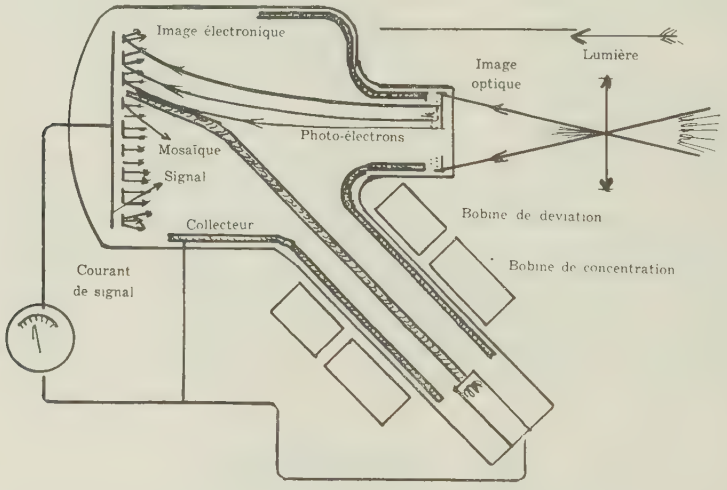


Figure 11 : Schéma de principe du supericonoscope

Le supericonoscope est bien supérieur à son prédécesseur l'iconoscope. Tout d'abord, pour un électron photoélectrique tombant sur la cible, 4 à 5 électrons secondaires sont réémis, d'où une amplification du signal. Ensuite, l'isolement d'une cible en mica est très supérieur à celui d'une mosaïque photosensible, d'où un gain tant sur la sensibilité que sur la définition. Enfin, il est possible d'utiliser des objectifs à courte focale, car la cathode peut être déposée sur la face d'entrée du tube.

Cependant certains inconvénients de l'iconoscope n'ont pas été complètement supprimés : taches dues à la redistribution irrégulière des électrons secondaires émis par la cible, fluctuations de l'intensité du faisceau de lecture.

La sensibilité est toutefois dix fois plus importante. Cent lux d'éclairement sont maintenant suffisants pour obtenir une image télévisée.

Des essais de roentgentélévision avec le supericonoscope furent effectués par JANKER [6], mais la sensibilité de cet appareil était encore un peu trop faible pour cet usage.

VI - L'Orthicon

(ou ortho-iconoscope ou vrai iconoscope)

Pour éliminer les points faibles du supericonoscope, ROSE et IAMS [7] présentèrent l'Orthicon, en 1939. La théorie de l'orthicon repose sur le fait que si un électron arrive sur la mosaïque avec une énergie cinétique suffisamment réduite, par exemple moins de 10 électron-volts, il donne naissance, en moyenne, à moins d'un électron secondaire. Bombardée par des électrons lents, la surface de la mosaïque sera de plus en plus négative, jusqu'à ce qu'elle le soit un peu plus que la source d'électrons, si bien qu'elle ne recevra plus aucun électron additionnel, ce qui correspond à l'état d'équilibre dans lequel est laissé un élément de la mosaïque après analyse par un pinceau à faible vitesse. Si aucune lumière ne frappe cet élément jusqu'au prochain balayage, son potentiel ne varie pas. Lors du déplacement suivant du pinceau d'analyse, qui touche l'élément sans le charger, le courant de signal correspondant est nul. Par contre, si cet élément a été exposé à une lumière, des photoélectrons ont été émis, tous recueillis par l'anode positive, et une charge positive s'accumule pendant la durée du balayage sur cet élément. Cette charge, libérée par l'arrivée des électrons du balayage suivant, est exactement proportionnelle à l'éclairement.

La *figure 12* représente un schéma d'un orthicon très perfectionné : le C.P.S. Emitron. La cible, située derrière la fenêtre d'entrée, est une lame isolante mince recouverte du côté du balayage d'une mosaïque photoémissive et, du côté de la lumière, d'un film conducteur transparent qui constitue la plaque signal. A 1 mm environ de la cible est placée une grille à mailles très fines, appelée suppresseuse, portée à un potentiel de 10,5 volts par rapport à la cathode du canon à électrons. Elle permet de supprimer toute émission secon-

daire. Une deuxième grille est destinée à capturer les ions qui pourraient détériorer la photocathode. Les électrons de lecture sortent du canon à électrons avec une énergie de 300 eV. Ils sont focalisés par la bobine de focalisation, puis ralentis par l'électrode de freinage.

Cet appareil possède une très grande stabilité de fonctionnement ; il donne un signal video exactement proportionnel à l'éclairement, surtout si celui-ci est faible. Cependant, sa sensibilité est limitée par le premier étage de l'amplificateur et le bruit de fond est assez important.

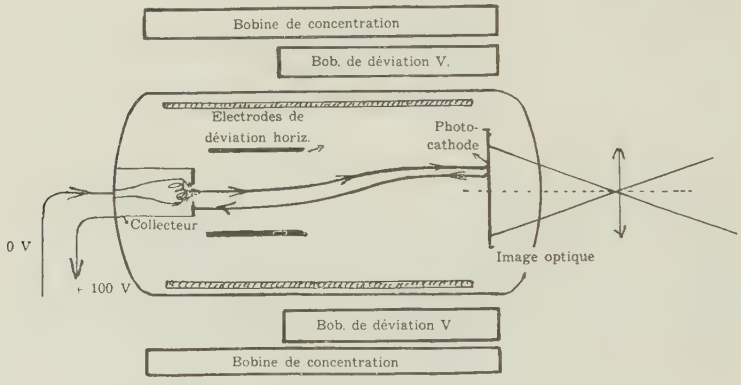


Figure 12 : Schéma du CPS Emitron

VII - L'image orthicon

Pour améliorer l'orthicon, deux conditions devaient être satisfaites : d'une part, il fallait augmenter le niveau du signal de sortie de deux ou trois ordres de grandeur pour qu'il puisse submerger le bruit de fond de l'amplificateur, d'autre part, il devait être stabilisé quel que soit l'éclairement. Un puissant programme de recherches permit à Rose, Weimer et Law [8] de présenter l'image orthicon en 1944 (R.C.A.).

D'une façon très schématique, il est possible de dire que l'image orthicon est à l'orthicon ce que le supericonoscope est à l'iconoscope. En effet, ici aussi, un tube à images est placé devant la cible. Mais d'autres perfectionnements sont aussi intervenus, faisant de l'image orthicon le plus sensible de tous les tubes de télévision, mais aussi le plus compliqué. La *figure 13* représente un schéma de l'image

orthicon 5820 [9] construit par la maison Fernseh G.M.B.H. de Darmstadt, tube extrêmement voisin du 5820 de la R.C.A., puisque fabriqué sous licence de cette firme [10, 11].

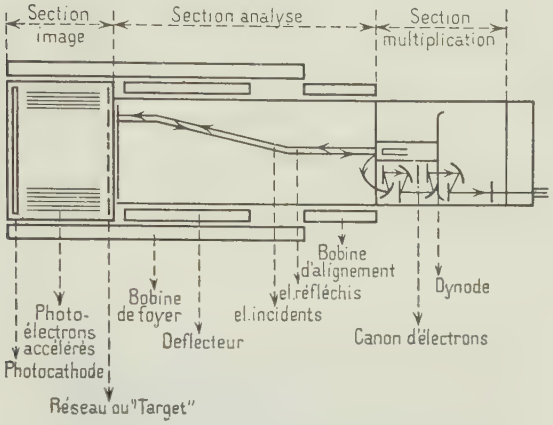


Figure 13 : Schéma du tube image orthicon 5820 de la « Fernseh G.M.B.H. Darmstadt »

Deux parties sont à distinguer dans ce tube : la partie image et la partie analyse, toutes deux entourées par la bobine de concentration. Par contre, le dispositif déflecteur entoure seulement la partie analyse. Des champs magnétiques sont utilisés aussi bien pour la déviation horizontale que pour la déviation verticale. Le pinceau de retour utilise le fait que les électrons ont tendance à s'enrouler en hélice autour des lignes de force du champ magnétique. Composé aussi bien d'électrons qui ont rasé la cible ou la mosaïque sans être recueillis, que d'électrons secondaires et réfléchis, ce pinceau de retour suit à peu près le même chemin que le pinceau d'analyse. Le renforcement du signal provient, d'une part, de la mise en place d'un intensificateur d'images devant la cible et, d'autre part, de l'amplification du courant de retour par 5 dynodes.

La stabilité pour les grands éclairements est obtenue grâce à un écran de cible dont le potentiel est légèrement supérieur au potentiel d'équilibre de la cible, et qui sert à recueillir les électrons secondaires émis par celle-ci.

Le fonctionnement de ce tube peut se décrire comme suit :

L'image à téléviser est projetée sur une photocathode transparente maintenue à un potentiel d'environ 300 volts par rapport à l'écran de cible. Comme dans un amplificateur de luminance, les photoélectrons émis sont accélérés et concentrés en direction de l'écran de cible et y forment une fine image électronique. Cet écran de cible a une transparence de 50 % et comporte 20 à 40 mailles par millimètre. Il permet le passage de la moitié des électrons sans diminuer beaucoup pour autant la finesse de l'image formée sur la cible. Immédiatement derrière l'écran de cible, les électrons viennent frapper la cible elle-même. Il se produit une émission d'électrons secondaires dont le nombre dépasse celui des photoélectrons incidents. Il se forme ainsi sur la cible une image électronique à charge positive ; quant aux électrons secondaires, ils sont recueillis par l'écran de cible.

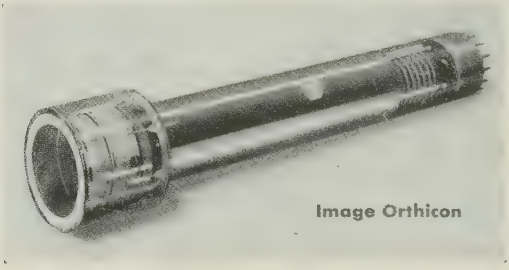


Figure 14 : Tube image orthicon R.C.A.

La cible est constituée par une mince pellicule de verre légèrement conducteur (sa résistivité est voisine de 10^7 Ωm) ; de telle sorte que les différences de potentiel entre les deux faces soient sensiblement annulées par conduction pendant l'intervalle entre deux balayages, bien que les fuites électrostatiques entre deux éléments voisins d'image soient négligeables.

L'autre face de la cible sur laquelle se fait la lecture est balayée par un pinceau d'électrons lents. Ce faisceau va neutraliser les charges apparues au point balayé de la cible, en déposant juste assez d'électrons pour le ramener au potentiel d'équilibre, qui n'est pas inférieur de plus d'un volt à celui du canon à électrons. Le reste du faisceau revient vers une dynode en forme de disque au centre de laquelle se trouve le trou définissant le pinceau. Seule une très petite partie de ces électrons de retour traverse réellement l'ouverture ; les autres

frappent la dynode avec une énergie cinétique de 100 à 200 eV et en chassent des électrons secondaires, lesquels vont se multiplier lors de la traversée des autres dynodes pour donner un courant qui sera dirigé vers un amplificateur à lampes. Ce courant comprend un courant constant provenant de la multiplication du courant d'analyse et une composante variable constituant le signal d'image. Le gain total du multiplicateur qui fonctionne sous 1.500 volts est de 300 à 1.000.

Parmi les avantages du tube image orthicon, citons le gain très important de sensibilité et la possibilité d'un bon contraste aux faibles éclairements.

Quelques sources de bruit de fond sont à signaler : il s'agit des fluctuations dues à la structure granulaire du courant émis par la photocathode et celles dues au pinceau de lecture.

Car l'image orthicon n'est pas dépourvue de défauts : la conductibilité transversale de la cible n'est pas négligeable. Les charges positives déposées par les électrons sur la couche photoélectrique se propagent sur l'autre face et y provoquent des taches ; il en résulte une perte de définition. Pour rattraper cette perte, il est nécessaire d'augmenter la surface de la photocathode et, partant, les dimensions générales du tube. C'est pour cela que les tubes images orthicon ont une photocathode sur laquelle se forme une image à téléviser dont les dimensions sont celles du film de 35 mm, c'est-à-dire 20 × 26 mm.

VIII - Quelques fabrications récentes

Le tube image-orthicon qui possède un très vaste champ d'application dans l'équipement des studios de télévision commerciaux, ainsi que dans les multiples laboratoires de recherches, est fabriqué par de nombreuses firmes. Nous ne décrirons pas tous les modèles actuellement commercialisés ou devant l'être dans un proche avenir. Nous nous contenterons de passer en revue les appareillages qui, soit par leur sensibilité, soit par leur faible encombrement, sont susceptibles d'être utilisés un jour ou l'autre en roentgentélévision.

1) La caméra transistorisée image orthicon OS 40 F de la « Fernseh G.M.B.H. de Darmstadt »

C'est actuellement la seule caméra européenne réunissant les trois qualités permettant un emploi facile en roentgentélévision : poids et encombrement réduit, très bonne sensibilité, prix de revient abor-

dable. C'est celle qui est utilisée pour les expériences que nous poursuivons à l'heure où nous écrivons ces lignes et que nous décrirons plus loin.

Caractéristiques générales :

La caméra OS 40 F est équipée exclusivement en tubes transistor, tant en ce qui concerne les bases de temps (le balayage) que l'amplification du courant video. Il en résulte une diminution de dimensions par rapport aux modèles antérieurs, ainsi qu'un allégement sensible (dimensions actuelles : 45 × 21 × 14 contre 47 × 33,5 × 25,5 ; poids : 12 kg contre 22 kg).

Elle est livrable en 625 ou 875 lignes et présente une prise pour enregistrement sur magnétoscope.

Nature de la photocathode :

C'est une photocathode S 10 (Ag, Bi, Cs). Elle est fabriquée de la façon suivante : on évapore de l'Ag et du Bi, puis on oxyde cette couche à température normale sous une pression de 0,1 mm de mercure. On fixe ensuite le césium : un mélange de silicium et de chromate de césium (Si + Cs_2CrO_4 : c'est sans doute un chromate double de Cs et de Si) est chauffé à 800-900 degrés dans un four ; les vapeurs de césium dégagées sont refroidies et envoyées à 160° sur la photocathode. La couleur de la couche change et le Cs donne, avec l'Ag et le Bi, un composé chimique. Il s'agit non d'un mélange (alliage), mais d'une combinaison. L'épaisseur de la couche ainsi constituée est d'environ 500 Å.

Sensibilité de la photocathode :

Elle est de 80 microampères par lumen ; c'est-à-dire qu'un éclairement de 1 lumen détermine un courant de 80 microampères.

2) Les tubes image orthicon de 4 pouces et demi :

La plupart des tubes image orthicon ont un diamètre de 3 pouces. Certaines firmes, comme la R.C.A., la Westinghouse, l'English Electric Valves, etc., fabriquent, surtout pour les volumineuses caméras professionnelles, des tubes de 4 pouces 1/2. La surface de la cible est sensiblement augmentée, ce qui permet une bien meilleure définition, étant donné que l'image est répartie sur une plus grande surface.

Cependant, la transistorisation appliquée aux caméras équipées de ces tubes ne permet pas d'en restreindre sensiblement le volume. En effet, le tube lui-même est nettement plus important et tous les circuits le sont aussi. En particulier, les bases de temps qui com-

mandent le balayage nécessitent un montage aussi encombrant que délicat. Enfin, si la définition des tubes de 4 pouces 1/2 est bien meilleure, leur sensibilité est, dans l'ensemble, inférieure à celle des tubes de 3 pouces.

Leur utilisation en roentgentélévision est cependant possible, comme le prouvent les essais effectués par MARCONI.

3) LE TUBE IMAGE ORTHICON WX 4299 DE WESTINGHOUSSE [12] :

C'est à WESTINGHOUSE que nous devons la première image de roentgentélévision sur amplificateur de luminance, puisquelle remonte à avril 1953 [13].

Cette firme fabrique depuis quelques mois un tube qui présente les caractéristiques suivantes : il groupe dans une même enceinte de verre un amplificateur de luminance à focalisation magnétique et un tube image orthicon. Comme le premier étage d'une image orthicon n'est autre qu'un amplificateur de luminance, ce sont donc deux amplificateurs qui sont placés à la suite l'un de l'autre, l'écran secondaire du premier correspondant à la photocathode du second. De plus, il se produit au niveau du premier amplificateur une réduction des dimensions de l'image, donc un gain supplémentaire de brillance. Enfin, l'amplification du courant video se fait par 6 dynodes au lieu de 5 dans les tubes classiques.

Il est certain que la sensibilité d'un tel tube est bien supérieure à celle d'une image orthicon courant. Des essais permettront de vérifier si le rapport signal sur bruit est bon et permet son utilisation en roentgentélévision.

BIBLIOGRAPHIE

1. FARNWORTH (P.T.). — Télévision par analyse électronique de l'image. *J. Franklin Inst.*, 218 ; 441-444 (1934).

2. ZWORYKIN (V.K.). — L'iconoscope. *P.I.R.E.*, 22 ; 16-32 (1934).

3. ZWORYKIN (V.K.), MORTON (G.A.) et FLORY (L.E.). — Théorie et performances de l'iconoscope. *P.I.R.E.*, 25 ; 1071-1092 (1937).

4. IAMS (H.), MORTON (G.A.) et ZWORYKIN (V.K.). — L'image-iconoscope. *P.I.R.E.*, 27 ; 541-547 (1939).

5. Camera Super-Emitron. — *Wireless World,* 41 ; 497-498 (1937).

6. Janker. — Fernsehen im der Roentgendiagnostik. *Roentgenblätter,* avril 1956, pages 2 et 3 du tirage.

7. Rose (A.) et Iams (H.). — Le tube de prises de vues Orthicon. (*R.C.A. Rev.,* 4 ; 186-199 (1939).

8. Rose (A.), Weimer (P.K.) et Law (H.B.). — L'image-orthicon, tube sensible de prises de vue pour télévision. *P.I.R.E.,* 34 ; 424-432. (1944).

9. Image Orthicon 5820. Documents communiqués par Fernseh G.M.B.H., Darmstadt. (1958).

10. Weimer (P.K.), Law (H.B.) et Forgue (S.V.). — Image Orthicon miniature. *R.C.A., Rev.,* 7 ; 358-366. (1946).

11. Documents communiqués par « Fernseh G.M.B.H., Darmstadt. (mars 1958).

12. Documents communiqués par « Westinghouse Electric Corporation ; Tube division ; *Elmira, N.Y.* (21 février 1963).

13. Steinweg (D.H.). — (Product Section ; X-Ray division ; Westinghouse Electric Corporation, Baltimore, Md.) : X-ray movies and télévision (septembre 1955).

Chapitre 4

LE TUBE IMAGE ORTHICON EN ROENTGENTELEVISION

A) EVOLUTION DE LA CAMERA IMAGE ORTHICON
au point de vue :

a) Encombrement, poids

b) Vie du tube

c) Réglages électroniques

d) Température de fonctionnement

e) Prix

B) UTILISATION PRATIQUE

1) Roentgentélévision directe sur écran fluorescent

a) Morgan et Sturn, 1948

b) Janker, 1956

c) Truchot, Noix, Fabre, 1957

d) Noix, Corrion, Fabre, 1964

2) Roentgentélévision indirecte

a) *A l'aide d'un amplificateur de luminance*
— avec radiocinématographie
— avec magnétoscope
— du choix d'un amplificateur de luminance

b) *A l'aide d'un intensificateur d'images précédé d'un système optique :*
— le Cinelix
— autres montages

Bibliographie

A) EVOLUTION DE LA CAMERA IMAGE ORTHICON

La caméra image orthicon présente de nombreux avantages tels que sa très grande sensibilité et l'absence presque complète de rémanence. Cependant, son emploi en roentgentélévision a été limité par plusieurs facteurs.

a) Son encombrement :

Pendant longtemps, cet appareil était très volumineux. Cela était dû aux dimensions du tube lui-même, dimensions nécessitées par la surface de la photocathode. Nous avons vu que pour conserver une bonne définition, il était nécessaire d'utiliser une photocathode dont les dimensions sont voisines de celles du film cinématographique de 35 mm. Par contre, le tube vidicon, d'encombrement plus réduit, possède une photocathode dont les dimensions sont celles du film de 16 mm.

De plus, le premier étage amplificateur occupait un volume important à l'intérieur de la caméra.

Cependant, dès 1956, certains constructeurs mettaient au point des caméras de format plus réduit, tout en conservant le même tube. Telle était la caméra « Fernseh G.M.B.H. » utilisée, en 1957, lors des expériences réalisées pour les *Journées Radiologiques* par Truchot, Noix, Fabre.

Plus récemment, en 1963, cette même firme présentait une caméra encore plus réduite en volume. Cette miniaturisation est due à la transistorisation des différents étages électroniques : balayage et amplification.

Il va sans dire que la diminution de volume va de pair avec un allégement sensible de ces appareils.

b) La durée du tube :

Les premiers tubes orthicon avaient une vie relativement courte, de l'ordre d'une centaine d'heures. Il était nécessaire de les changer souvent, ce qui était incompatible avec un usage suivi et occasionnait des frais importants. Progressivement, la durée du tube augmentait et, actuellement, il est classique de pouvoir utiliser des tubes image orthicon pouvant fonctionner plus de 1.000 et même 2.000 heures.

c) Les réglages électroniques :

Ils étaient assez minutieux au début, surtout lorsqu'il était nécessaire de faire travailler ces tubes avec un minimum de lumière, c'est-à-dire en augmentant considérablement le gain. Il apparaissait alors un bruit de fond très perceptible qui nuisait à la qualité de l'image. Les caméras actuelles, plus perfectionnées et dont la sensibilité a été encore accrue, donnent une image parfaitement stabilisée, même à des niveaux de lumière assez bas.

d) Température de fonctionnement :

Citons également la nécessité de faire fonctionner les tubes orthicon image à température constante, ce qui oblige à employer un ventilateur à l'intérieur de la caméra. Mais les dernières caméras vidicon en sont également munies (Grundig).

e) Prix :

Enfin, il est nécessaire de souligner le prix de revient de ces chaînes de télévision qui était auparavant prohibitif pour une installation de moyenne importance. Là aussi, des progrès importants sont intervenus et, si le prix d'une caméra orthicon est plus élevé que celui d'une caméra vidicon, la différence est moins sensible.

B) UTILISATION PRATIQUE

I - Roentgentélévision directe sur écran fluorescent

Cette première méthode qui paraît assez simple consiste à remplacer dans l'examen radioscopique l'œil par une caméra de télévision.

Comme la brillance de l'écran de radioscopie est de 3×10^{-3} millilambert, il est nécessaire d'utiliser une caméra de télévision de très grande sensibilité, munie d'un objectif à grande ouverture.

Le supericonoscope fut essayé par Janker, de Bonn, appliquant ainsi à la roentgentélévision la technique qui lui avait permis de réaliser des films radiologiques de grande valeur.

Mais la première caméra dont la sensibilité était susceptible de reprendre directement l'écran radioscopique, fut la caméra image orthicon.

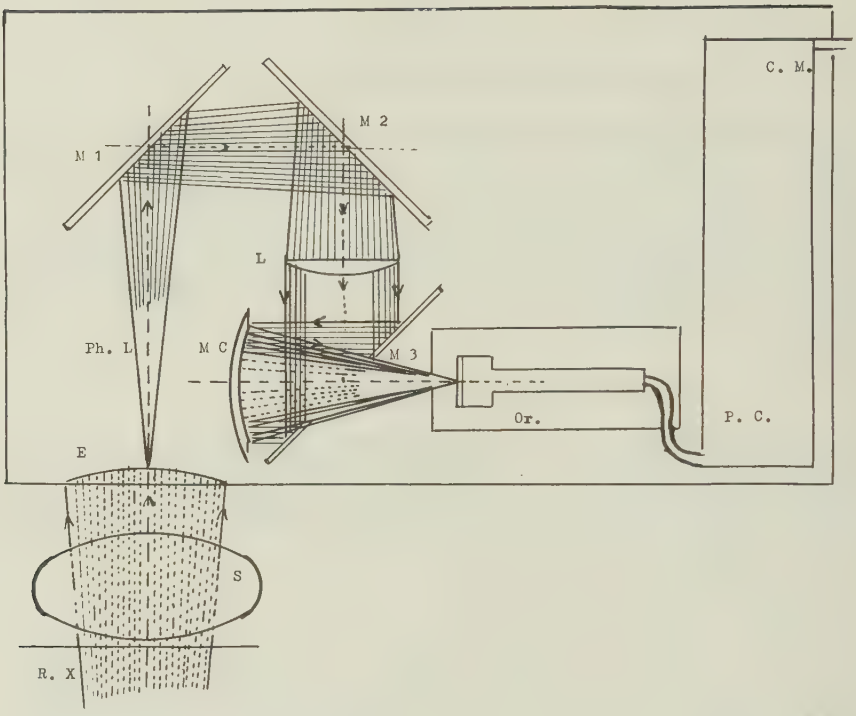


Figure 15 : Schéma de l'appareil utilisé par MORGAN et ses collaborateurs en 1948 à l'Hôpital Johns Hopkins de Baltimore. (d'après *Radiology,* oct. 1951)

Nous n'avons reproduit que la partie principale de l'installation :

R. X : le générateur à rayons X est situé sous un chariot supportant le sujet S
E : écran fluorescent
M1, M2, M3 : miroirs plans
L : lentille convergente
MC : miroir concave
Or : tube image orthicon
P.C. : centrale d'amplification
C.M. : cable transportant les informations vers un moniteur de télévision

a) MORGAN ET STURM EN 1948 :

Cette caméra fut fabriquée, nous l'avons vu, en 1945. C'est elle qui permit à R.H. MORGAN et R.E. STURM de réaliser, dès 1948, les premières images valables de roentgentélévision [1]. L'appareil fut installé à l'Hôpital Johns Hopkins de Baltimore. Il comprenait (*fig. 15*) :

— un générateur portatif de rayons X permettant d'obtenir 70 kV sous 5 mA, c'est-à-dire un appareil d'assez faible puissance ;

— un écran radioscopique Patterson B2, précédé d'une grille antidiffusante ;
— une optique catadioptrique de Schmidt d'ouverture 1 : 0,70 ;
— une chaîne de télévision en circuit fermé munie d'une caméra image orthicon ;
— enfin, pour l'examen devant un important auditoire, MORGAN disposait d'un projecteur d'images télévisées sur écran mural.

La distance du tube X à l'écran était de 27 pouces, soit 68,58 cm.

Les résultats furent excellents et permirent, d'après les auteurs, l'examen d'organes sous-diaphragmatiques dans de très bonnes conditions.

b) JANKER EN 1956 [2] :

Dès que les constructeurs allemands furent en mesure de lui fournir une caméra image orthicon, JANKER reprit ses expériences dont il publia les résultats en 1956 et 1957. Son matériel fonctionne toujours à son institut de Bonn. Il permet de reprendre l'image d'un écran par une caméra image orthicon de la Fernseh de Darmstadt, grâce à un objectif catadioptrique de grande ouverture.

c) TRUCHOT, NOIX, FABRE EN 1957 [3] :

M. NOIX essaya de réaliser en France des expériences identiques en 1957. Nous avons collaboré à ses travaux et nous avons pu présenter, sous la haute autorité du Docteur TRUCHOT, alors président de la Société Française de Radiologie, une démonstration lors des *Journées Radiologiques* d'octobre 1957. Il nous fut possible de téléviser en séance publique l'image d'un écran radioscopique et de la projeter sur un écran mural de 2 mètres sur 2.

Le matériel utilisé se composait de :
— un générateur portatif « Microsecurix » dont les constantes maxima étaient 80 kV et 3 milliampères, situé à 70 cm d'un écran radioscopique normal ;
— un bâti protecteur en bois, isolant de toute lumière extérieure l'écran radioscopique et la caméra image orthicon (*fig. 16*) ;
— une centrale amplifiant le courant video ;
— un projecteur d'images télévisées Philips.

Les résultats furent très intéressants, bien que nous ne disposions pas d'optiques de très grande ouverture. En effet, les images obtenues furent celles d'un thorax entier, d'un crâne sec et de l'ombre gastrique opacifiée d'un enfant de neuf ans. Malgré un bruit de fond assez perceptible, ces images étaient très nettes et bien contrastées.

d) Noix, Corrion, Fabre en 1964 :

Ce ne fut que dans le courant de 1963 que la même firme Fernseh commercialisa une nouvelle caméra image orthicon qui, si elle n'était que légèrement plus sensible que la précédente, bénéficiait des avantages de la transistorisation, devenant ainsi beaucoup plus légère et maniable.

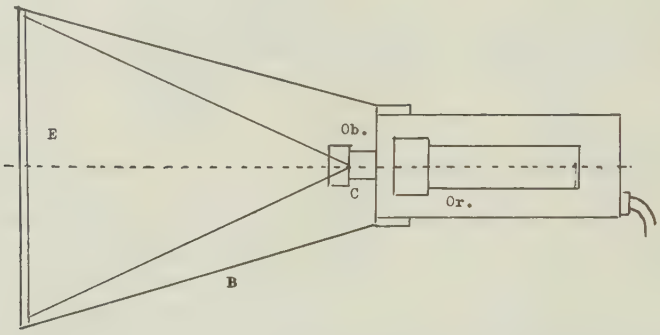


Figure 16 : Schéma du montage utilisé par Truchot, Noix et Fabre lors des expériences de reprise directe de l'écran radiologique par une caméra image orthicon, en 1957 et présentées aux *Journées Radiologiques*

E : écran fluorescent
B : bâti protégeant de toute lumière extérieure
Ob : objectif de 50 mm de focale et de 1-0,95 d'ouverture
C : centre optique
Or : tube image orthicon 5820

Les premiers résultats de cette nouvelle série d'expérimentations furent publiés lors des *Journées Radiologiques* d'octobre 1964 [4].

Le problème de la reprise des images d'organes sus-diaphragmatiques semble actuellement résolu, surtout depuis l'emploi d'objectifs ayant une ouverture de 1 : 0,70 et d'écrans plus lumineux chargés à 14 grammes.

II - Roentgentélévision indirecte

La reprise par un caméra de télévision d'une image radiologique consiste toujours à utiliser les photons émis par un écran fluorescent ; cette fois-ci, nous allons intercaler un multiplicateur de photons entre l'écran radioscopique et la caméra de télévision : c'est un amplificateur de luminance ou convertisseur d'images.

Il y a deux moyens d'utiliser un tel amplificateur :

— en accolant l'écran fluorescent radiologique à la photocathode de l'amplificateur de luminance. C'est le procédé le plus courant. L'appareil a vu ses dimensions augmenter et l'écran primaire est passé de 13 cm à 16, puis à 22, enfin à 28 cm, de manière à explorer un champ toujours plus grand du corps humain ;

— en réduisant par un procédé optique l'image fournie par un écran fluorescent radiologique et en la projetant sur la photocathode d'un amplificateur de luminance qui, dans ce cas, se nomme plutôt intensificateur d'images, mais dont le principe de fonctionnement est pratiquement le même.

Nous étudierons successivement ces deux procédés.

1) LE COUPLAGE AMPLIFICATEUR DE LUMINANCE ET IMAGE ORTHICON

C'est, à l'heure où nous écrivons ces lignes, le procédé commercialisé donnant les meilleures images de roentgentélévision pour la dose de rayons X la plus faible reçue par le patient.

Comment s'effectue ce jumelage ? Il convient de considérer deux éventualités : l'installation doit-elle ou non comporter une caméra de radiocinématographie.

a) Roentgentélévision sur amplificateur de luminance avec radiocinématographie directe :

Une importante constatation doit orienter le montage : la caméra image orthicon est beaucoup plus sensible que la plus sensible des pellicules photographiques [1], à condition bien entendu que les objectifs équipant les deux appareils aient des ouvertures identiques. C'est donc la caméra de cinéma qui doit bénéficier des conditions les meilleures de transmission de l'image de l'écran secondaire de l'amplificateur. Elle doit pour cela être montée directement sur l'amplificateur, de manière à ce que son axe optique coïncide avec celui de cet appareil. La caméra de télévision peut supporter de bénéficier de conditions optiques un peu moins favorables.

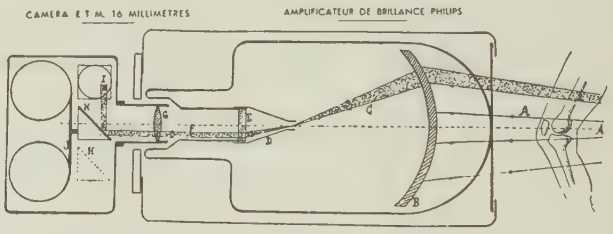
---

(1) Exprimée en unités sensitométriques d'émulsions photographiques, la sensibilité de la caméra image orthicon du type R.C.A. 5820, est supérieure à 1000 A.S.A., alors que le film le plus sensible ne titre que 500 A.S.A.

M. Noix a réalisé deux montages qu'il décrit ainsi :

« α) Dans un premier système, nous avons effectué un double jumelage de l'amplificateur avec les deux caméras de télévision et cinématographique. Le problème mécanique est simple, la substitution se faisant par une translation manuelle ou télécommandée. Le problème optique est plus difficile à résoudre, les objectifs dont sont munies les caméras pouvant présenter de légères différences rendant difficile leur réglage instantané dans leur montage en opposition (*fig. 17* et *18*).

Figure 17



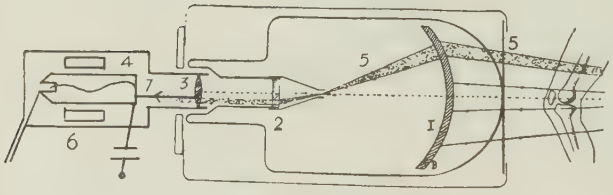


Figure 18

« β) Dans le deuxième système, l'obturateur de la caméra cinématographique est muni d'un prisme à réflexion totale ou mieux d'un miroir argenté en surface, incliné à 45°, qui renvoie l'image fournie par l'objectif au temps de fermeture. Cette image peut être reprise par la caméra de télévision soit directement après sa réflection sur le miroir, soit sur un verre dépoli à grains fins, symétrique du film par rapport au miroir (*fig. 19*). Il s'agit alors d'une véritable visée réflexe électronique. Lorsque la caméra cinématographique est arrêtée, l'image est télévisée ; lorsque l'obturateur s'efface, l'image se forme sur le film avec la totalité des photons lumineux transmis par l'objectif. Le va-et-vient de l'obturateur a peu d'influence sur l'image télévisée qui persiste sur l'écran du téléviseur grâce à la rémanence de la chaîne avec une très légère diminution d'intensité. »

Cette diminution d'intensité s'explique facilement en considérant le fonctionnement du tube équipant la caméra de télévision (que ce

soit un orthicon ou un vidicon). Une bonne part de sa sensibilité provient de l'accumulation des charges sur la photocathode pendant le balayage. Privée d'une partie de sa lumière, celle qui est envoyée sur le film cinématographique, la photocathode accumule des charges moins importantes et l'amplitude de la modulation du courant video diminue d'autant.

Signalons qu'un système voisin a été réalisé par JUTRAS, de Montréal, qui fixe la caméra de télévision sur le viseur d'une caméra cinématographique « Arriflex » [5].

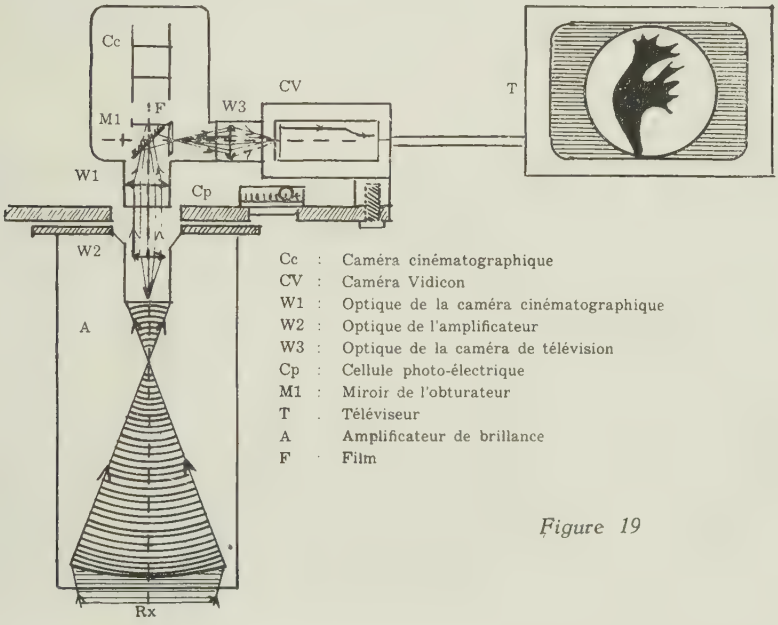


Figure 19

Certains constructeurs ont résolu le problème de la télévision et de la cinématographie simultanés de la manière suivante :

Les rayons lumineux émis par l'écran secondaire de l'amplificateur de brillance rencontrent un miroir semi-réfléchissant qui renvoie 80 % de la lumière vers la caméra cinématographique et 20 % seulement vers la caméra de télévision. Si l'on utilise une caméra image-orthicon, il est nécessaire de diaphragmer son objectif à 1 : 8 en raison de sa grande sensibilité et aussi en raison de la grande brillance de

l'écran secondaire de l'amplificateur. C'est dire que les constantes radiologiques utilisées dans ce montage ne sont pas particulièrement réduites.

b) Roentgentélévision sans radiocinématographie, mais avec enregistrement magnétique des images [6] :

Ce système paraît apporter une solution très pratique au problème de l'enregistrement de l'image radiologique, pouvant bientôt supplanter la radiocinématographie sur film. La caméra de télévision est, dans ce procédé, seule couplée avec l'amplificateur de brillance. Il est ainsi possible d'utiliser des montages optiques donnant le maximum de lumière. L'enregistrement peut se faire pendant la radioscopie, sans modifications des constantes radiologiques ; de plus, sa durée n'est pas limitée par la longueur d'une pellicule. Immédiatement après l'examen, il est possible d'étudier autant de fois qu'on le désire l'image enregistrée.

A côté de ces avantages dont le plus important est certainement l'économie considérable de dose par rapport au radiocinéma, ce système d'enregistrement magnétique présente certains inconvénients. Le plus important serait la qualité de l'image reproduite qui, dans certains cas, peut paraître inférieure à celle donnée par l'enregistrement sur pellicule [1]. De plus, il n'est pas possible de modifier la vitesse de déroulement, interdisant ainsi le ralentissement ou l'accélération du mouvement. Enfin, le magnétoscope était à ses débuts fort encombrant, délicat et coûteux, mais des progrès considérables sont intervenus et nous ne citons plus ces inconvénients que pour mémoire.

Un des meilleurs enregistreurs magnétiques est celui de la « General Electric » dont la bande passant serait de 10 mégaHertz. Son prix, bien plus que son encombrement, en limitent l'emploi en radiologie. Citons également l'Ampex, le Marconi fabriqué en Angleterre et le R.C.A. américain.

La firme japonaise « Sony » fabrique un magnétoscope portatif permettant un enregistrement continu d'une durée d'une heure. Il ne pèse que 50 kg.

Dans le domaine du gain de poids, citons l'appareil de « Oude Delft » qui atteint 25 kg.

Depuis peu, « Philips » a présenté un magnétoscope d'encombrement réduit, de prix abordable, et dont la bande passante est de 3 mégaHertz.

(1) Voir plus loin, page 75, la bande passante du magnétoscope.

Enfin, « Grundig » doit commercialiser prochainement un appareil de prix encore plus bas, mais dont la bande passante n'est que de 2,5 mégaHertz.

c) Du choix d'un amplificateur de brillance :

Nous avons vu que plusieurs dimensions d'amplificateurs de brillance sont proposées par les constructeurs. Trois surtout sont à retenir : 13, 16 et 23 cm.

Il peut sembler tout naturel de choisir, toutes considérations de prix mises à part, l'amplificateur permettant le champ d'examen le plus étendu, c'est-à-dire celui de 23 cm. Mais certaines considérations peuvent souvent justifier l'emploi d'un amplificateur de champ plus réduit :

α) Le premier argument en faveur des amplificateurs de grand champ est évidemment ce champ lui-même. Il est certainement intéressant de pouvoir observer une région importante du corps humain. Cependant, il est un phénomène qui en limite l'emploi. C'est le rayonnement secondaire qui diminue fortement le contraste et la définition de l'image [7]. Malgré l'emploi d'une grille antidiffusante qui oblige à augmenter assez fortement les constantes radiologiques, si l'on désire obtenir une bonne image dans les examens sous-diaphragmatiques, il est néanmoins nécessaire de diaphragmer le rayonnement X. Le champ se limite alors le plus souvent à un carré de 8 $\times$ 8 cm.

β) Un deuxième argument en faveur des grands amplificateurs est le gain élevé revendiqué pour ces appareils ; en fait, l'image étant réduite dans des proportions plus importantes dans le grand amplificateur de 23 cm que dans celui de 16, il s'agit simplement d'une brillance relative qui n'apparaît plus lorsque l'on restitue à l'image ses dimensions primitives grâce à une chaîne de télévision.

γ) Enfin, dans le couplage avec une chaîne de télévision, l'emploi de grands amplificateurs va provoquer une diminution de la définition de l'image finale. En effet, l'image initiale de 23 cm de diamètre va être réduite dans l'appareil à une image de 22 mm, laquelle sera encore diminuée par l'optique qui la projette sur la photocathode du tube analyseur. Sur l'écran du téléviseur, là où nous allons l'examiner, un organe sera d'autant plus réduit dans ses dimensions que la surface examinée sera plus grande. Ainsi, une image pyélo-calicielle, qui examinée à l'aide d'un amplificateur de 13 cm occupe tout l'écran du téléviseur, sera duite de près de la moitié dans ses dimensions sur ce même téléviseur lorsque l'amplificateur utilisé est un

23 cm. Pour restituer à l'image les mêmes dimensions, il est nécessaire d'utiliser un moniteur de plus grandes dimensions, ce qui diminue la finesse de l'image [8].

Cet inconvénient a été bien compris des constructeurs qui proposent des amplificateurs à champ variable par un procédé électronique.

2) AUTRES PROCEDES PERMETTANT, INDIRECTEMENT, LA REPRISE D'UNE IMAGE RADIOLOGIQUE PAR UNE CAMERA DE TELEVISION IMAGE ORTHICON

a) Le Cinelix :

Un premier procédé est commercialisé sous le nom de Cinelix.

Cet appareil, fort volumineux, est constitué schématiquement des éléments suivants (*fig. 20*) :

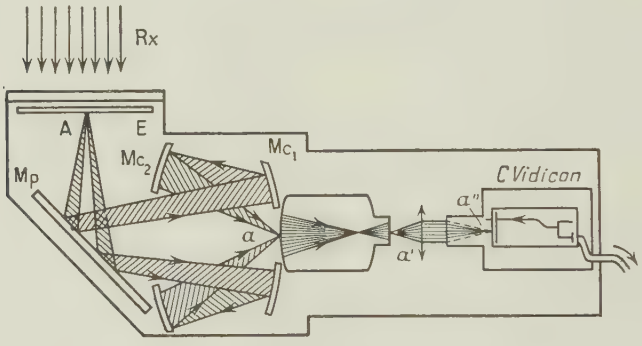


Figure 20 : le Cinelix

— un écran de radioscopie de forme circulaire permet un champ d'exploration de 32 cm de diamètre ;
— une optique catadioptrique, d'ouverture 1 : 0,75, reprend l'image donnée par l'écran radioscopique et la projette sur la photocathode d'un convertisseur d'images. Cet appareil n'est autre qu'un amplificateur de luminance fonctionnant en lumière visible. Sur son écran secondaire se forme une image dont la brillance est notablement augmentée ;
— une caméra image orthicon analyse cette dernière image et la transmet au moniteur.

Le Cinelix est un appareil d'une très grande sensibilité qui donne une excellente image de grands champs, les plus grands que l'on puisse obtenir en dehors des procédés de reprise directe de l'écran déjà cités.

Cependant, l'ensemble est très encombrant, nécessite un lourd statif et surtout atteint un prix très élevé.

b) Autres montages :

D'autres montages permettant de grands champs d'exploration sont à l'étude ; leur principe est voisin de celui du Cinelix, mais ils paraissent plus maniables et surtout moins onéreux. L'un de ceux-ci consiste à utiliser un écran radioscopique de 40 × 40, à forte charge, un convertisseur d'images à faible gain sans réduction d'image muni d'un objectif à lentilles mais de grande ouverture, et enfin une caméra image orthicon transistorisée, donc de faible encombrement.

BIBLIOGRAPHIE

1. Morgan (R.H.) and Sturm (R.E.). — The Jhons Hopkins Fluoroscopic Intensifier. *Radiology* (octobre 1951).

2. Janker. — Fernsehen in der Roentgendiagnostik. *Roentgenblätter* (avril 1956).

3. Truchot (P.), Noix (M.), Fabre (R.). — Téléradioscopie électronique sans amplificateur de brillance. *J. Radiologie,* T. 39, n° 4. pp. 325-327 (1958).

4. Noix (M.), Corrion, Fabre (R.). — Intérêt et résultat de la caméra orthicon transistorisée en roentgentélévision. *Journées nationales d'Electro-Radiologie* (octobre 1964).

5. Jutras (Montreal) : Videoroentgendiagnostic. *Congrès international de Munich,* n° 887 (1959).

6. Jutras. — Téléroentgendiagnostic à l'aide d'un procédé d'enregistrement des images. *Am. Jour. of Roentgenology,* n° 82, p. 1 099 (1959).

7. Noix (M.). — Retentissement du rayonnement secondaire sur le contraste de l'image en radiocinématographie et en roentgentélévision. *Rev. Gen. des Sciences* (à paraître, janvier 1965).

8. Noix (M.). — Applications des différents formats d'amplificateurs de brillance en radiocinématographie urinaire. Intérêt de la surveillance télévisée de l'examen. *Revue Massiot-Philips,* n° 5 (octobre 1963).

Chapitre 5

ETUDE COMPARATIVE DES DIFFERENTS SYSTEMES D'INVESTIGATION RADIOLOGIQUE : EXAMEN CONVENTIONNEL ET EXAMEN TELEVISE

1) Méthode employée
   a) *Conditions d'observation*
   b) *Les réseaux*
   c) *La bande passante; une nouvelle unité de mesure de la définition : la fréquence*

2) Le balayage et la définition de l'image télévisée
   a) *Différents balayages utilisés en Roentgentélévision*
   b) *Rendement de la bande passante en fonction du balayage*
   c) *Le bruit de fond en fonction du balayage*

3) Les images reprises par la caméra de télévision : les écrans :
   a) *Ecran de radioscopie*
   b) *Ecran de radiographie*
   c) *Ecrans de l'amplificateur de brillance*

4) Adaptation de la bande passante de la caméra a celle de l'amplificateur

5) La bande passante du moniteur

6) La bande passante du magnétoscope

7) Résultats expérimentaux

L'utilisation en pratique radiologique courante d'une installation de roentgentélévision n'est plus aujourd'hui le privilège de certains grands services hospitaliers. Si on l'associe à l'un des systèmes d'enregistrement de l'image : radiocinéma ou magnétoscope, cette méthode d'investigation peut-elle, tout au moins partiellement, remplacer le cliché radiologique conventionnel ? Autrement dit, la définition de l'écran du moniteur de télévision est-elle du même ordre que celle du cliché ?

I - Méthode employée

a) Conditions d'observation :

Pour pouvoir comparer efficacement deux procédés aussi différents, il est inécessaire d'étudier les conditions d'observation de l'œil dans l'examen d'un cliché sur un négatoscope et d'une image sur l'écran de télévision.

Le pouvoir séparateur de l'œil, dans la vision normale par bon éclairement, est d'une minute, c'est-à-dire qu'il distingue à 1 m deux détails séparés par 3/100e de mm. Ce pouvoir séparateur est amplement suffisant pour examiner un cliché à 1 m. En effet, la définition du cliché radiologique peut être évaluée à 2/10e de mm, car elle est limitée par :

— le grain de l'émulsion photographique ;
— l'agglomération des grains au cours du développement ;
— le grain des écrans renforçateurs ;
— la diffusion de l'effet de fluorescence au niveau de ces écrans ;
— enfin, le flou géométrique donné par la section de l'anticathode.

L'habitude prise d'examiner un cliché sur un négatoscope à une distance variant de 50 cm à 1 m, s'est transmise souvent à l'examen de l'écran de télévision. Or, ce dernier n'a pas été conçu à l'origine pour être examiné d'aussi près ; aussi, pour des observations à 1 m, il a été nécessaire de diminuer la surface des moniteurs dont l'image paraissait alors relativement plus fine et aussi plus brillante.

Pour établir une comparaison, il faut fixer les dimensions du moniteur. Nous pensons qu'il est logique d'utiliser celui qui donne une image dont les dimensions sont les mêmes que celles du cliché, c'est-à-dire possédant un rapport 1/1 avec l'organe examiné. (Ces dimensions sont 22 × 16 [1].)

(1) Si nous utilisons un amplificateur dont l'écran primaire a un diamètre de 16 cm et un système optique approprié, nous pouvons obtenir une image circulaire tangente aux bords supérieur et inférieur de l'écran du moniteur. Cet écran aura des dimensions voisines de 22 × 16 cm.

Ainsi, nous étudierons à la même distance, 1 m, d'une part le cliché d'un organe sur un négatoscope (un estomac opacifié par exemple) et, d'autre part, une image télévisée de ce même estomac, image obtenue grâce à un amplificateur de brillance jumelé à une chaîne orthicon ; les dimensions de cet estomac étant les mêmes dans les deux cas.

b) Les réseaux :

Cette comparaison est très intéressante, mais ne peut nous donner qu'une impression subjective. Si l'on veut effectuer une véritable mesure de la définition, il faut faire porter la comparaison sur des distances mesurables. Pour cela, M. Noix a utilisé des réseaux métalliques opaques aux rayons X dont les mailles sont de plus en plus serrées. La radiographie de ces réseaux est comparée à leur image roentgentélévisée.

Remarquons que, théoriquement, l'image donnée par un écran de télévision doit posséder une définition au moins égale à celle du cliché. En effet, sur un moniteur donnant un rapport 1/1 avec l'organe examiné, et en utilisant un balayage à 875 lignes, chaque point examiné représente moins de 2/10^{e} de mm (16 cm divisé par 875 = 0,18 mm).

c) La bande passante :

Mais il est un autre moyen de mesurer la définition d'une image télévisée. Il ne sera plus question de dimensions, mais du nombre d'informations transmises par un balayage. C'est ce que l'on nomme la bande passante.

Une digression vers la physique de la télévision est nécessaire si l'on veut bien comprendre la définition de cette donnée dont l'importance est grande dans le problème de la précision des images.

Grâce au balayage dans le tube analyseur, chaque « point d'image » est connecté successivement au circuit de transmission. En une seconde, le nombre de points d'image connectés est égal à : nombre de points par ligne × nombre de lignes par image × nombre d'images par seconde. Comme la finesse de l'image est la même verticalement qu'horizontalement, si on a N lignes, on aura N points pour une image carrée. Les images classiques ayant un rapport 4/3, il y a donc 4/3 N points par ligne. Le nombre de détails transmis par seconde est de :

$$n = 4/3\ N \times N \times \text{nombre d'images par seconde}$$

ou encore :

$$n = 4/3\ N^2\ F_i \quad (F_i = \text{fréquence des images})$$

Pour un balayage à 875 lignes, le nombre des détails par seconde est supérieur au million.

Ces informations sont apportées par le courant video. Ce sont essentiellement des niveaux entre le noir (faible voltage) et le blanc (voltage le plus élevé). Ce courant, pour être plus facilement amplifié et transporté, va aller modifier l'amplitude d'une onde à haute fréquence qui parcourt un conducteur et sert ainsi de support à la transmission des informations. Par ses variations, le courant video module cette onde. Entre deux impulsions de synchronisation successives, c'est-à-dire pendant la durée d'un balayage, la courbe donnée par la modulation représente une succession de points clairs et sombres de l'image. Si l'on veut transmettre tous les détails de l'image, cette courbe doit comporter un million de points par seconde, ainsi que nous l'avons établi plus haut. Si l'on transmet 25 images à la seconde, le nombre de points explorés et transmis pendant ce même temps est de plus de 25 millions.

Plaçons-nous dès lors dans le cas extrême où tous les points d'image sont alternativement clairs ou sombres. Le signal d'image se présente alors sous la forme d'une ligne en créneaux atteignant 12 millions de fois par seconde son niveau maximum de 12 millions de fois par seconde son niveau minimum. En pratique, cette courbe en créneaux est représentée par une sinusoïde. Sa fréquence est de 12 méga-Hertz. C'est la fréquence video maximum que le système ait à transmettre, et que l'on nomme bande passante. Sa formule est :

$$B = 2/3\ N^2\ F_i$$

où N est le nombre de lignes, et F_i la fréquence des images, 25 par seconde en Europe.

Bien entendu, la fréquence de l'onde porteuse doit être bien supérieure à la fréquence déjà élevée de la bande passante.

Cette superposition de deux phénomènes ondulatoires n'échappe pas aux lois de la physique ; il se produit un phénomène qui peut paraître curieux : l'onde modulée principale est accompagnée de nombreuses harmoniques de fréquence différentes. Cependant, toutes contribuent à former la modulation. Pour que la reproduction de l'image primitive soit parfaite, il est nécessaire d'utiliser toutes les bandes latérales, harmoniques de l'onde principale. Ce qui est très difficile à obtenir. Pratiquement, on se contente d'utiliser les bandes harmoniques dont la fréquence est inférieure à la bande passante primitive, c'est-à-dire, dans le cas envisagé, 12 mégaHertz. Les détails très fins qui pourraient être rendus par des signaux de fréquence encore plus élevée échappant au pouvoir de résolution de l'œil, pour autant qu'ils soient reproduits dans l'image apparaissant sur l'écran

du moniteur. Ainsi, nous voyons que la bande passante primitive, celle qui résultait de l'analyse de l'image par le balayage, va diminuer au fur et à mesure du transfert de la modulation. Une nouvelle restriction va lui être apportée par les circuits amplificateurs. En effet, pour amplifier un signal possédant une large bande, un seul étage amplificateur est insuffisant, car cet étage possède ce que l'on nomme, par extension du terme, une largeur de bande insuffisante : cela signifie qu'il ne peut amplifier toutes les bandes latérales. Il est donc nécessaire d'utiliser de nombreux étages amplificateurs branchés les uns à la suite des autres, les fréquences de résonance de ces étages étant différentes ; ce sont des circuits décalés. Mais chaque étage amplificateur superpose à l'onde ainsi augmentée en amplitude une petite onde parasite : le bruit de fond.

Ces quelques données vont nous permettre de formuler certaines remarques :

1) La fréquence, unité de mesure de la bande passante, est une nouvelle unité de mesure de la définition. Elle s'exprime en mégahertz.

2) Le terme de bande passante primitivement réservé à la fréquence transmise par une onde a été généralisée à tout système susceptible de déformer plus ou moins cette largeur de bande. Il peut aussi servir à caractériser tout objet lorsqu'il s'agit de mesurer sa définition. Ainsi, il est classique de parler de la bande passante d'un écran secondaire d'amplificateur de luminance, quoique aucun balayage n'existe à ce niveau.

3) Enfin, nous pouvons constater les difficultés rencontrées pour transmettre en télévision un nombre élevé de détails. Nous allons préciser ce problème.

II - Le balayage et la définition de l'image

a) Différents balayages utilisés :

Trois balayages peuvent être actuellement proposés pour équiper une chaîne de télévision en circuit fermé susceptible d'être utilisée en radiologie. Le balayage à 625 lignes constitue le standard de la télévision publique dans certains pays européens : Allemagne, Italie et la deuxième chaîne française. Le matériel qui peut être employé est peu différent de celui qui est mis dans le commerce. Examiné de près, dans les conditions d'emploi en roentgentélévision, le lignage peut parfois être visible et gênant pour l'examen de certains détails. La bande passante primitive d'un tel balayage est de 6,5 mégaHertz.

Le balayage à 819 lignes est celui des télévisions nationales françaises et belges. Il permet évidemment des images plus fines, à condition d'employer un matériel qui conserve la plus grande partie de la bande passante qui est de 10 mégaHertz environ. Il ne sert à rien d'utiliser avec ce balayage des moyens de transmission et de réception de l'image qui ne soient pas de toute première qualité ; nous pensons en particulier aux récepteurs de télévision du commerce qui permettent rarement de reproduire plus de 50 % de la bande passante.

Enfin, certaines chaînes récentes de télévision sont équipées d'un balayage à 875 lignes. La bande passante primitive d'un tel système est de 12,5 mégaHertz. Il est facile de concevoir que, pour conserver toute sa valeur à une telle analyse de l'image, le matériel doit être d'une grande qualité de fabrication.

b) Rendement de la bande passante en fonction du balayage :

Nous avons vu plus haut qu'il était très difficile de conserver toute sa valeur à la bande passante lorsque celle-ci était primitivement très élevée, autrement dit qu'il était pratiquement impossible de transmettre un très grand nombre de détails, précisément lorsque l'analyse de l'image était très poussée. Ceci se traduit par un graphique (*fig. 21*)

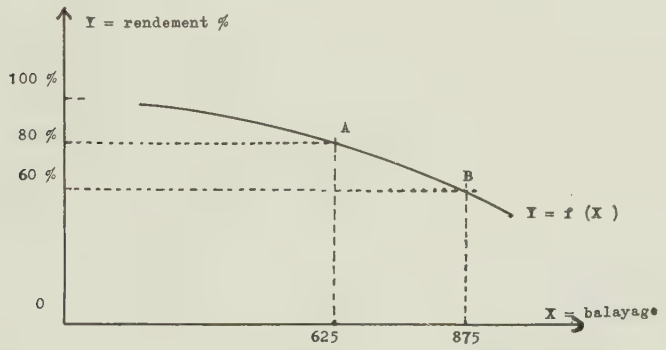


Figure 21 : Rendement d'une chaîne de télévision en fonction du balayage

sur lequel nous portons en abscisse le nombre de lignes du balayage et en ordonnée le rendement de la bande passante, exprimé en pourcentage. Ce pourcentage décroît lorsque le balayage augmente. Ainsi, avec 625 lignes, le rendement est de 80 %. Pour un balayage de 875 lignes, le rendement est de 60 % seulement.

Il semble qu'en l'état actuel de la technique nous ayons atteint, avec le balayage à 875 lignes, la limite supérieure de ce procédé d'analyse de l'image. Au-delà, le rendement baissant dans des proportions encore plus importantes, la bande passante résultante ne peut guère être plus élevée, et même deviendrait plus faible.

Cette notion est d'autant plus importante qu'un autre élément vient, lorsque le balayage est augmenté, perturber considérablement les images : c'est le bruit de fond.

c) Le bruit de fond en fonction du balayage :

Nous avons précédemment défini et étudié sommairement le bruit de fond dans les phénomènes d'émission photoélectrique.

Nous savons que la tension efficace de bruit développée aux bornes d'un circuit est donnée par la formule de Nyquist :

$$E_b = \sqrt{4kTR\Delta f}$$

dans laquelle :

k est la constante de Boltzman ($1{,}38 \times 10^{-23}$ joules/seconde)
T est la température absolue
R est la résistance du circuit (pour les fréquences considérées)
Δf est la bande passante

Le bruit varie donc comme la racine carrée de la bande passante. Si nous portons la valeur de la bande passante :

$$\Delta f = 2/3\ N^2\ F_1$$

dans la formule précédente, nous obtenons :

$$E_b = N\ \sqrt{8/3\ kTRF_1}$$

comme k, T, R et F_1 représentent des éléments constants ou peu sujets à variation, il est possible de dire que le bruit de fond d'une chaîne de télévision est proportionnel au balayage.

d) Conséquences pratiques sur la limite de l'image télévisée :

Ainsi, nous voici dans une situation fort embarrassante : si nous voulons augmenter la définition d'une chaîne de télévision, nous devons augmenter le balayage. Malgré les difficultés techniques que cela présente et qui peuvent être surmontées, l'augmentation du balayage qui devrait nous conduire logiquement à l'augmentation de la bande passante ne donne pratiquement plus de résultats au-delà d'une certaine limite déjà atteinte. De plus, cette recherche de la défi-

nition va encore à l'encontre du but poursuivi, puisque le bruit de fond qui gêne tellement la reproduction des détails augmente très rapidement.

Sommes-nous bien proches de la limite en ce qui concerne la définition de l'image télévisée ?

Il semble en tout cas qu'il soit pratiquement impossible de gagner grand-chose sur les éléments constitutifs du tube très perfectionné qu'est le tube image orthicon.

En effet, au niveau de la photocathode, aucune amélioration n'est possible, la définition n'entre pas en jeu, la finesse du composé chimique qui la constitue est très grande et d'ailleurs n'est pas mesurable.

La grille située devant la cible ne gêne pas. Ses dimensions sont en effet 34 et 5 μ.

Au niveau de la cible, nous sommes limités par la conductibilité transversale, mais ce défaut est évité dans les tubes de plus grand diamètre. Un autre phénomène est dû, en lumière forte, à la fluctuation des électrons sur la cible, vibration due au champ magnétique de déflexion. Il se produit ainsi une perte de la valeur de la modulation à ce niveau, c'est-à-dire de la largeur de la bande passante. Cette perte était de 10 %. Mais le phénomène est actuellement bien amélioré (cette amélioration a été de 80 % sur 100 mégacycles depuis cinq ans).

Ainsi, nous arrivons pratiquement à la limite donnée par les dimensions du pinceau de balayage lui-même.

La définition d'une chaîne de télévision ne peut plus être qu'un compromis entre des éléments inconciliables. Sa limite actuelle, difficile à définir, est cependant bien souvent supérieure à la résolution de l'image qu'il lui est demandé de retransmettre en roentgentélévision.

III - Les images reprises par la caméra de télévision : les écrans

Ces images sont celles données par des écrans fluorescents : soit l'écran radioscopique de grandes dimensions dans le cas de la reprise directe par la chaîne de télévision, soit l'écran secondaire de l'amplificateur de luminance dans le cas du jumelage de cet appareil avec la caméra orthicon.

Nous étudierons également, dans le cadre de notre comparaison avec le cliché, les écrans de radiographie, ainsi que l'écran primaire de l'amplificateur.

a) Ecrans de radioscopie :

Cet écran, qui dans les conditions de radioscopie normale ne peut être examiné par l'œil qu'en vision crépusculaire, possède une définition supérieure au pouvoir séparateur de cet organe. Cette définition pour un écran chargé à 10 g au cm^2 est de 5/10e de mm. Il est certain que la finesse diminue quand la charge augmente.

Si nous rapportons les dimensions de l'écran du moniteur à celles de l'écran de radioscopie, dans le cas de la reprise directe par la caméra de télévision, nous devrons utiliser un moniteur de 40 cm environ sur 30, et ainsi examiner un organe, un poumon par exemple, en vrai grandeur. La définition d'un point sur le moniteur sera théoriquement voisine de 3/10e de mm, donc parfaitement apte à reproduire l'image de l'écran fluorescent dont la définition est 5/10e de mm.

b) Ecrans de radiographie :

Nous avons déjà vu, au début de ce chapitre, que les écrans renforçateurs contribuent à la définition du cliché radiographique, définition qui, rappelons-le, est évaluée à 4/10e de mm.

c) Ecrans de l'amplificateur de brillance :

Cette question a, elle aussi, été étudiée au chapitre II. Constatons tout d'abord que la définition de l'écran primaire est souvent proportionnellement inférieure à celle de l'écran secondaire. Ainsi, dans l'ancien amplificateur Philips de 12 cm, la définition de l'écran primaire est de 30 lignes au cm en son centre et de 20 lignes seulement sur les bords. Elle est supérieure à 30 lignes au mm sur l'écran secondaire. Actuellement, les définitions des deux écrans primaire et secondaire sont souvent comparables, étant donné la réduction de l'image. Ainsi, l'amplificateur Machlett M.L. 2.080 G. qui revendique un gain de 10.000, présente une photocathode dont la résolution est de 2,35 paires de lignes au mm, voisine de celle de l'écran secondaire : 20 paires au mm, la réduction de l'image étant de 8,6 à 1. La définition de la photocathode de cet appareil est donc voisine de 4/10e de mm.

IV - Adaptation de la bande passante de la caméra à celle de l'amplificateur

Dans le cas de l'emploi d'un amplificateur de brillance jumelé à une caméra de télévision, il peut être intéressant d'accorder les bandes

passantes des deux appareils. En effet, nous avons vu que l'écran primaire, bien plus que l'écran secondaire, limitait la définition d'un amplificateur de luminance. Si la caméra de télévision, ce qui est fréquent, possède une bien meilleure définition que l'amplificateur, il peut être intéressant de diminuer la bande passante de la chaîne de télévision, car il est superflu qu'elle soit supérieure à celle de l'amplificateur. Le bénéfice réalisé intéresse l'image télévisée : en effet, nous avons vu qu'en diminuant la bande passante, on diminuait le bruit de fond, inconvénient fréquent des caméras orthicon travaillant au maximum de leur sensibilité.

V - La bande passante du moniteur

Le récepteur de télévision ou moniteur doit être d'une grande qualité si l'on veut reproduire sur son tube cathodique des images d'excellente définition. Ceci est particulièrement important lorsque le balayage utilisé est à 875 lignes, ainsi que lorsque les dimensions de l'écran du moniteur imposent un grandissement notable de l'image radiologique, ce qui est fréquent.

VI - La bande passante du magnétoscope

En l'état actuel de la technique, si l'on effectue une comparaison entre une image de radiocinéma obtenue sur film et celle donnée par un enregistrement sur bande magnétique, l'avantage ne peut pas souvent être donnée à cette dernière méthode. Cela provient de la largeur insuffisante de la bande passante des magnétoscopes utilisés. Il est certain qu'une bande passante de 5 mégaHertz est actuellement considérée comme normale pour ces appareils. Certains, moins volumineux et considérablement meilleur marché, n'ont que 3 mégaHertz de bande passante. Dans ces conditions, il est inutile d'utiliser des chaînes de télévision dont la bande passante soit nettement supérieure. C'est pour cela que, lorsque le magnétoscope est utilisé, une chaîne à 625 lignes est amplement suffisante.

Mais, si l'on songe aux progrès accomplis dans la technique de l'enregistrement magnétique des images depuis ces cinq dernières années, il apparaît comme fort probable que l'amélioration de leur bande passante est proche.

VII - Résultats expérimentaux

Nous avons réuni (*fig. 22*) les résultats de nos expériences sur les réseaux, toujours dans le cadre de nos comparaisons, portant sur la définition des différentes images radiologiques.

Nous avons utilisé le procédé de M. Noix, procédé repris plus tard par Gros et ses collaborateurs [1] : quatre réseaux métalliques se partageaient la surface d'un même cercle ; leurs mailles ainsi que leurs diamètres étant de plus en plus fins.

Les reproductions photographiques sont celles :

1 : des réseaux photographiés à contre-jour (sur un négatoscope);
2 : du cliché radiographique de ces mêmes réseaux photographié sur un négatoscope ;
3 : de l'écran secondaire d'un amplificateur de luminance Philips de 13 cm, lors d'un examen radioscopique des réseaux avec des constantes radiologiques permettant la meilleure image ;
4 : de l'image télévisée des réseaux, obtenue en examinant à l'aide de la chaîne de télévision image orthicon dans les mêmes conditions qu'en 1 ; c'est-à-dire que les réseaux sont posés sur un négatoscope ; leur image en contre-jour est télévisée ;
5 : de l'écran du moniteur de télévision 875 lignes lors d'un examen en radioscopie télévisée de ces réseaux à l'aide du couplage amplificateur de luminance plus caméra image orthicon ;
6 : de l'écran du moniteur de télévision 625 lignes lors d'un examen en radioscopie télévisée de ces réseaux à l'aide du couplage amplificateur de luminance plus caméra vidicon.

Ces photographies, pour pouvoir être comparées entre elles, ont été prises avec le même appareil de photographie (Rectaflex muni d'un objectif d'ouverture 1 : 1,5 de 50 mm de focale). A l'agrandissement, les formats ont été unifiés. Malgré un très grand nombre de clichés, il n'a pas été tout à fait possible d'obtenir une sélection homogène, surtout en ce qui concerne le contraste des documents photographiques.

Sur la première ligne à partir du haut, s'effectue la comparaison des photos 1 et 2, c'est-à-dire des réseaux et de leur cliché radiologique. On voit que les deux documents sont en tous points identiques ; les quatre réseaux sont tous parfaitement visibles. Tous les détails à l'échelle envisagée sont reproduits par le cliché radiographique.

---

(1) Gros, Walter et Kirffer, « Valeur de l'information radiologique en radioscopie télévisée », *Revue Massiot Philips,* 1963, n° 5.

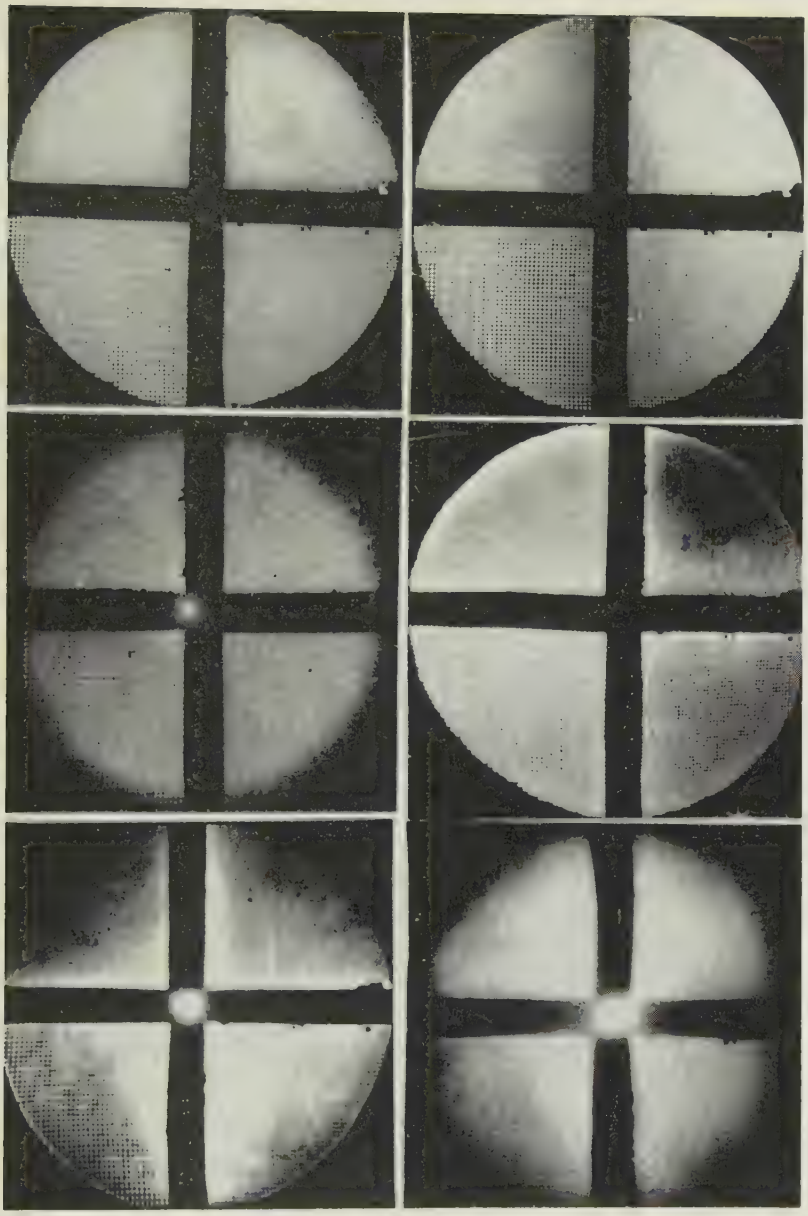


Figure 22 : Etude comparative de réseaux à mailles de plus en plus fines avec et sans roentgentélévision, afin de chercher à étudier la définition des différentes images radiologiques

1 : Réseaux en contre-jour

2 : Cliché radiographique sur un négatoscope

3 : Ecran secondaire de l'amplificateur

4 : Ecran de la chaîne orthicon, réseaux en contre-jour

5 : Roentgentélévision sur orthicon 875 lignes

6 : Roentgentélévision sur vidicon 625 lignes

Sur la deuxième ligne, figure d'abord à gauche la photographie de l'écran secondaire de l'amplificateur lors de l'examen roentgentélévisé de ces réseaux. L'image perd de la définition, malgré une parfaite mise au point optique. Deux réseaux seulement sont bien visibles.

La photo n° 4 est intéressante à plus d'un titre : elle montre d'une part que la caméra de télévision reproduit parfaitement les réseaux examinés. Seul, le plus fin est moins bien reproduit que sur la photo n° 1. D'autre part, c'est sur ce même réseau le plus fin qu'un phénomène parasite apparaît, non visible sur les autres quadrants : c'est le bruit de fond. Enfin, la comparaison des deux photos de cette deuxième ligne permet de constater que la définition (ou si l'on préfère : la bande passante) de l'écran secondaire de l'amplificateur de luminance est inférieure à celle de la chaîne orthicon.

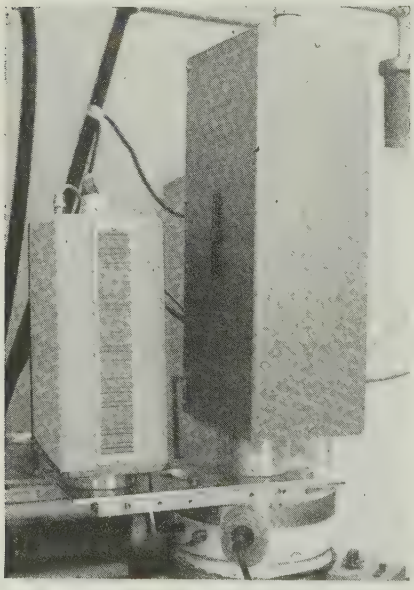


Figure 23 : Montage permettant l'étude comparative de deux chaînes de télévision. A droite, la caméra image-orthicon ; à gauche, la caméra vidicon, couplées avec un amplificateur de 13 cm. Un système de translation permet de passer de l'une à l'autre de ces deux caméras, pour une même image radiologique obtenue avec les mêmes constantes

Sur la dernière ligne sont comparés les écrans des moniteurs de deux chaînes de télévision utilisables en radiologie : orthicon et vidicon. L'écran du moniteur de l'orthicon, photo n° 5, ne peut pas nous montrer davantage de détails que nous en donnait la photo n° 3, c'est-à-dire l'écran secondaire de l'amplificateur. Quant à l'écran du vidicon, il ne nous donne nettement que le réseau aux mailles les

plus larges ; le second se devine à peine. Sa définition est donc inférieure à celle de l'écran de l'amplificateur ou tout au plus égale. Elle est certainement inférieure à celle de l'écran de l'orthicon.

Enfin, la comparaison des deux écrans de moniteurs permet de se rendre compte de différences entre les deux types de balayage : 625 et 875 lignes. L'image à 875 lignes est incontestablement plus fine, tandis que sur le 625 lignes, le balayage est parfois visible.

Notre conclusion va rejoindre celle formulée par Monsieur le Professeur Gros et ses collaborateurs. Sans aller, comme l'ont fait ces derniers, jusqu'à donner une note sur 10 à chaque méthode envisagée, il est indéniable que la finesse du cliché radiographique est actuellement inégalée. Nous y ajouterons que la chaîne orthicon à 875 lignes pourrait donner des images similaires ; mais l'amplificateur de luminance dont elle est tributaire en limite la définition.

Cependant, on est en droit de se demander si nous avons bien posé le problème : en fait, n'avons-nous pas essayé de comparer des éléments qui n'étaient pas entièrement comparables ?

Un cliché radiologique, image statique, pouvant être examiné à la loupe, ne peut pas être mis en parallèle avec l'image donnée par un récepteur de télévision, image la plupart du temps mobile, examinée à une certaine distance. Le premier procédé d'investigation radiologique, le cliché, est une véritable radiographie, tandis que la roentgentélévision avec ou sans enregistrement des images est une des formes de la radioscopie. C'est donc principalement avec la radioscopie sur écran qu'il est possible de comparer l'image du moniteur. Cette comparaison est, en l'état actuel de la technique, nettement en faveur de la télévision.

Chapitre 6

LA CAMERA IMAGE ORTHICON ET LE DIAGNOSTIC RADIOLOGIQUE RESULTATS DE NOS ESSAIS

(NOVEMBRE 1964)

1) Roentgentélévision directe sur écran fluorescent
   a) *Ce qui est possible*
   b) *Ce qui est souhaitable*

2) La caméra image orthicon couplée a un amplificateur de luminance
   a) *La dose*
   b) *Les images*
   c) *Les examens*

* *

L'intérêt de la téléamplification des images dans le diagnostic radiologique n'est plus à démontrer. Tous les constructeurs fournissent actuellement un matériel susceptible de produire des images de roentgentélévision de bonne qualité et parfaitement interprétables. Ce matériel classique, c'est une caméra vidicon jumelée à un amplificateur de luminance. Alors, pourquoi utiliser la caméra orthicon ? Est-il tellement nécessaire de compliquer une installation de roentgentélévision par ce matériel plus lourd, plus encombrant, plus fragile, plus cher ?

Nous allons répondre à cette question et essayer de montrer quelle est la place de la caméra image orthicon en télévision radiologique. Cet appareil n'est jamais superflu et, même pour certains examens, il est irremplaçable.

Ainsi que nous l'avons déjà exposé au cours de cet ouvrage, il nous faut considérer deux applications de la caméra image orthicon, selon qu'elle est ou non couplée à un amplificateur de luminance.

I - Roentgentélévision directe sur écran fluorescent

Nous avons déjà vu que, seule, la sensibilité de l'image orthicon permettait la reprise directe de l'image fluorescente de l'écran de radioscopie et, ce, avec une excellente définition.

Les constantes que nous avons utilisées pour un examen pulmonaire sont de 80 kV et de 1 à 2 milliampères, c'est-à-dire des constantes de radioscopie classique. Car c'est bien en lieu et place de la radioscopie pulmonaire qu'il est possible et même souhaitable d'utiliser la caméra orthicon.

a) Cela est possible, car les images examinées sur l'écran du moniteur de télévision paraissent plus fines et plus contrastées que celles de l'écran de scopie. Il est parfaitement aisé de diagnostiquer ainsi des lésions qui pourraient ne pas être visibles en radioscopie classique. D'ailleurs, sans atteindre la définition du cliché, l'écran de télévision permet la mise en évidence de condensations peu étendues et aussi de lésions micronodulaires.

L'examen de l'ombre cardiaque bénéficie aussi de l'absence de rémanence de cette caméra. Il n'y a plus de traînage de l'image télévisée et les contours d'un organe aux mouvements rapides, tel que le cœur, sont d'une excellente netteté.

b) Cela est souhaitable, car le médecin peut examiner le sujet à distance, parfaitement à l'abri des radiations et sans adaptation visuelle préalable. En effet, cette méthode permet de substituer la vision diurne à la vision crépusculaire. Enfin, la durée de la radioscopie, dont dépend la dose reçue par le malade, peut être écourtée, car les conditions de visibilité permettent un examen plus rapide.

A la suite des nombreux essais que nous avons effectués, nous pensons que le dépistage systématique pulmonaire dans les collectivités devrait bénéficier de cet appareillage.

Le montage comprenant la caméra image orthicon et un écran de 40 × 40 est peut-être un peu encombrant, mais est relativement léger (guère plus de 15 kg). Ses mouvements, solidaires de ceux du tube à rayons X, peuvent être télécommandés.

Enfin, un élément mérite d'être souligné : c'est le prix de revient de cet ensemble, car une chaîne de télévision orthicon n'est pas tellement plus onéreuse qu'un amplificateur de luminance de 23 cm.

Ainsi, la roentgentélévision directe sur écran par image orthicon intéresse essentiellement les organes sus-diaphragmatiques. Cependant, s'il peut être intéressant d'avoir une vue d'ensemble d'un œsophage opacifié par une substance de contraste, certains préfèrent toutefois utiliser pour cet examen le jumelage amplificateur de luminance télévision qui permettra plus facilement de continuer l'étude de la portion sous-diaphragmatique du tube digestif.

II - La caméra image orthicon couplée à un amplificateur de luminance

Ici, la caméra image orthicon se substitue à la caméra vidicon des installations courantes. Les expériences que nous avons effectuées ont bénéficié du montage de Noix représenté à la *figure 23* (page 78). Par une simple translation, il était possible de passer de l'une à l'autre caméra (orthicon et vidicon) reprenant l'image de l'écran secondaire d'un même amplificateur de luminance, au cours de l'examen d'un même sujet, avec les mêmes constantes.

Remarquons tout d'abord que les conditions de nos premiers essais n'étaient pas, *a priori,* favorables à l'orthicon pour des raisons optiques simples. En effet, en utilisant l'amplificateur de 13 cm, le diamètre de l'image fournie par l'écran secondaire est de 13 mm seulement, tandis que la photocathode de l'orthicon a 20 mm de large. Il était donc nécessaire d'agrandir l'image, d'où une perte de brillance. De plus, cet agrandissement nécessitait l'emploi d'un second objectif à longue focale dont l'ouverture était de 1 : 1,8, tandis que le vidicon était dans le même montage parallèle équipé d'un objectif d'ouverture 1 : 0,95. Par la seule différence des objectifs, il en découlait un net désavantage pour l'orthicon.

a) La dose :

Malgré cette perte de lumière, il s'est avéré que la sensibilité de l'orthicon était encore bien supérieure à celle du vidicon. Ainsi, si l'on commençait un examen d'organe sous-diaphragmatique avec l'orthicon, il était possible d'obtenir une bonne image avec, pour un sujet moyen, 65 kV et 1 milliampère. Passant ensuite par translation sur le vidicon, il nous était impossible, avec les constantes précédentes, d'obtenir une image sur l'écran du récepteur. Pour retrouver une

image comparable à l'image précédente, il fallait augmenter les constantes de 20 à 30 kV et de 1 à 2 milliampères.

La preuve était faite que, toutes choses étant égales par ailleurs, l'utilisation de la caméra image orthicon permettait une économie de dose sensible.

Une deuxième série d'expériences, effectuées de la même manière que précédemment, mais sur un amplificateur de 16 cm, ont parfaitement confirmé les conclusions précédentes.

b) Les images :

Un deuxième avantage de la chaîne image orthicon est assez peu connu. Cet appareil, étant plus perfectionné que le vidicon, possède des réglages que l'on peut faire à distance de la caméra, à proximité du téléviseur si l'on veut, réglages qui portent sur le tube lui-même : modification de la tension cible, mise au point électronique, réglagle de la tension du faisceau. Un emploi judicieux de ces potentiomètres permet d'une part d'affiner l'image en réduisant un bruit de fond gênant et, d'autre part, de modifier le contraste relatif des différents éléments de l'image. En combinant le réglage de la tension de cible et celui du voltage précis du générateur de rayons X, il est possible d'effacer une superposition gênante d'organes abdominaux par exemple ou, au contraire, de mettre en évidence une image faiblement opacifiée, telle qu'une image pyélo-calicielle au début d'une urographie.

Mais cela suppose une assez grande habitude du matériel, et c'est un peu l'envers de la médaille, car si le vidicon donne facilement une image correcte, sans manipulation, l'image orthicon nécessite de fréquentes mises au point. Bien sûr, il est possible de prévoir à la construction de l'appareil un certain automatisme servo-régleur, mais il ne permet pas d'atteindre la précision d'une intervention manuelle.

c) Les examens :

Le terrain de choix de l'investigation radiologique utilisant le couplage amplificateur image orthicon est certainement constitué par les organes sous-diaphragmatiques examinés aussi bien de face que de profil ou en oblique. Pour éviter le rayonnement secondaire qui affaiblit considérablement le contraste de l'image, il est possible d'utiliser une grille antidiffusante, mais son emploi diminue sensiblement la lumière. Aussi, il est bien préférable de diaphragmer fortement l'organe examiné, ce qui permet d'utiliser des constantes peu élevées.

Nos essais ont porté aussi bien sur le transit digestif que sur la vésicule biliaire, l'arbre urinaire, l'utérus. La roentgentélévision était utilisée soit pour l'étude du mouvement des organes considérés, soit simplement comme méthode de centrage d'une grande précision dans la prise des clichés.

Bien sûr, ces examens auraient pu s'effectuer tout aussi bien à l'aide du couplage amplificateur-vidicon. Les images auraient été parfois moins bonnes, la dose toujours plus élevé. Aussi, nous sommes loin de penser que l'image orthicon est partout indispensable. Dans la plupart des examens classiques, le vidicon est parfaitement utilisable. Il est encore suffisant pour produire une image que le magnétoscope actuel va conserver et reproduire avec plus ou moins de fidélité. Mais demain, dans quelques années au plus tard, quand l'enregistrement magnétique des images aura fait les progrès que tout laisse prévoir, il sera certainement nécessaire de lui fournir des images plus fines, moins rémanentes et les grandes installations radiologiques ne pourront plus se passer de l'image orthicon.

CONCLUSIONS

I. — La découverte de l'effet photoélectrique marque une date dans l'ensemble des connaissances concernant l'action de la lumière sur la matière.

II. — Les électrons dégagés dans la matière par l'agression d'un faisceau lumineux peuvent être utilisés dans le vide pour reproduire sous forme électronique une image optique.

III. — Les électrons peuvent être accélérés par des champs électriques et magnétiques tout en conservant leur position et leur charge primitives qui leur permet de reproduire l'image optique et de la visualiser sur un écran fluorescent.

IV. — L'amplificateur de luminance est une application de cet effet.

V. — Le tube image orthicon des caméras de télévision dispose d'une chaîne amplificatrice qui lui donne une sensibilité extraordinaire. Il est pratiquement sans rémanence et à grande définition.

VI. — La reprise directe de l'écran radioscopique par la caméra image orthicon est un procédé pratique pour l'étude des grands champs et en particulier du thorax qui peut être examiné collectivement en projection kinescopique.

VII. — Le jumelage image orthicon et amplificateur de luminance permet de descendre aux doses les plus minimes de l'émission X pour un examen donné.

VIII. — Les progrès spectaculaires récents réalisés dans la fabrication de ces appareils fait présager une orientation nouvelle de la radioscopie.

IX. — L'enregistrement magnétique pourra, dans certains cas, se substituer au film radiographique cinématographique ; il sera particulièrement favorisé par son adaptation à la nouvelle chaîne image orthicon transistorisée à grande définition de 875 lignes que nous avons utilisée pour nos essais.

Vu, le Doyen :
CORDIER

Vu, le Président de Thèse :
DESGREZ

Vu et Permis d'imprimer,
le Recteur de l'Académie de Paris :
ROCHE

TABLE DES MATIÈRES

Introduction 13

Chapitre 1 — Les phénomènes photoélectriques 15
— *Théorie générale* 15
— *Les électrons dans les solides* 18
— *La répartition spectrale du rendement quantique. Le seuil photoélectrique* 20
— *Les photocathodes semi-conductrices* 23
— *Le bruit de fond* 24
— *La multiplication par électrons secondaires : Les Dynodes* 27
Bibliographie 28

Chapitre 2 — Les amplificateurs de luminance 30
— *Introduction* 30
— *Historique* 31
— *Description des amplificateurs de luminance* 31
— *Caractéristiques de l'image* 32
— *Evolution de l'appareillage* 36
Bibliographie 37

Chapitre 3 — Les tubes photosensibles pour caméras de télévision 39
— *Principe* 39
— *Le disque de Nipkov* 40
— *Le dissecteur d'images de Farnsworth* 41
— *L'Iconoscope* 42
— *Le Supericonoscope* 43
— *L'Orthicon* 45
— *L'image orthicon* 46
— *Quelques fabrications récentes* 49
Bibliographie 51

Chapitre 4 — Le tube image orthicon en roentgentélévision 53
A) Evolution de la caméra image orthicon 54
B) Utilisation pratique 55
— *Roentgentélévision directe sur écran fluorescent* 55
— *Roentgentélévision indirecte* 58
Bibliographie 65

Chapitre 5 — Examen conventionnel et examen télévisé 66
— *Méthode employée* 67
— *Le balayage et la définition de l'image* 70
— *Les images reprises par la caméra de télévision : les écrans* . . . 73
— *Adaptation de la bande passante de la caméra à celle de l'amplificateur* 74
— *La bande passante du moniteur* 75
— *La bande passante du magnétoscope* 75
— *Résultats expérimentaux* 76

Chapitre 6 — La caméra image orthicon et le diagnostic radiologique. Résultats de nos essais 80
— *Roentgentélévision directe sur écran fluorescent* 81
— *La caméra image orthicon couplée à un amplificateur de luminance* . 82

Conclusions 85

Imprimerie R. Foulon & Cie, 29, rue Deparcieux, Paris XIV[e]